



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Odontología

Escuela Académico Profesional de Odontología

**Eficacia de la polimerización del adhesivo en el
conducto radicular para el cementado de postes de
fibra de vidrio**

TESIS

Para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

AUTOR

Renzo Alejandro VELA ESPINOSA

ASESOR

Hernán HORNA PALOMINO

Lima, Perú

2016



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

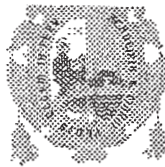
Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Vela R. Eficacia de la polimerización del adhesivo en el conducto radicular para el cementado de postes de fibra de vidrio [Tesis de pregrado]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Odontología, Escuela Académico Profesional de Odontología; 2016.

1424

82



UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
(Universidad del Perú, DECANA DE AMÉRICA)
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
VICE DECANATO ACADÉMICO
UNIDAD DE ASESORÍA Y ORIENTACIÓN DEL ESTUDIANTE



ACTA

Los Docentes que suscriben, reunidos el dos de diciembre del 2016, por encargo de la Sra. Decana de la Facultad, con el objeto de constituir el Jurado de Sustentación para obtener el Título Profesional de Cirujano Dentista del Bachiller:

VELA ESPINOSA, Renzo Alejandro

CERTIFICAN:

Que, luego de la Sustentación de la Tesis « **EFICACIA DE LA POLIMERIZACIÓN DEL ADHESIVO EN EL CONDUCTO RADICULAR PARA EL CEMENTADO DE POSTES DE FIBRA DE VIDRIO** » y habiendo absuelto las preguntas formuladas, demuestra un grado de aprovechamiento: sobre saliente, siendo calificado con un promedio de: dieciocho 18
(en letras) (en números)

En tal virtud, firmamos en la Ciudad Universitaria, a los dos días del mes de diciembre del dos mil dieciséis.

PRESIDENTE DEL JURADO

[Firma]
Dr. C.D. Justiniano Sotomayor Camayo

MIEMBRO

[Firma]
C.D. Abel Anglas Machacuay

MIEMBRO (ASESOR)

[Firma]
C.D. Hernán Horna Palomino

Escala de calificación: Grado de Aprovechamiento:
Sobresaliente (18-20), Bueno (15-17), Regular (12-14), Desaprobado (11 ó menos)
Criterios : Originalidad, Exposición, Dominio del Tema, Respuestas.

Este trabajo se lo dedico a mis padres, Gladys y Hugo, por estar siempre a mi lado, apoyándome durante toda mi formación profesional.

Agradezco a todos los maestros que me han guiado durante mi formación, a los doctores, Justiniano Sotomayor y Abel Anglas, por sus consejos durante la elaboración de esta tesis, y especialmente al Dr. Hernan Horna, quien me acompañó como asesor de tesis, un gran maestro y amigo.

RESUMEN

OBJETIVO: Determinar la eficacia de la polimerización del adhesivo a lo largo del conducto radicular de especímenes que simulan el patrón de un incisivo central superior, a nivel cervical, medio y apical. **MATERIALES Y**

MÉTODOS: Se realizó un estudio experimental, prospectivo y transversal *in vitro*, para evidenciar la polimerización del adhesivo (Adper™ Single Bond 2) dentro del conducto radicular de 180 patrones confeccionados de acrílico, a partir de la impresión de conducto de incisivos centrales superiores previamente tratados con endodoncia y preparados para poste; a tres niveles, cervical (4mm), medio (8mm) y apical (12mm), que fueron sometidos a fotopolimerización a 300mW, 800mW y 1500mW de potencia por 20 y 40 seg cada uno, conformando grupos de 10 patrones cada uno de forma aleatoria. Se analizaron los datos con la prueba exacta de Fisher.

RESULTADOS: A nivel cervical se evidenció polimerización a partir de 300mW por 40segundos. A nivel medio, a partir de 800mW por 40segundos. A nivel apical, a partir de 1500mW por 20segundos.

CONCLUSIONES: La eficacia de la polimerización del adhesivo dentro del conducto depende de la distancia de polimerización, la intensidad de luz y el tiempo empleado. Se encontró asociación significativa ($P < 0.05$) en cada nivel.

PALABRAS CLAVE: Eficacia polimerización, Adhesivo, Postes Fibra, Fotopolimerización, conducto radicular, intensidad de luz.

ABSTRACT

OBJECTIVE: To determine the polymerization efficiency of the adhesive along the root canal of specimens that simulate the pattern of a superior central incisor at the cervical, middle and apical levels. **MATERIALS AND METHODS:** An experimental, prospective, cross-sectional, in vitro study was carried out to demonstrate adhesive polymerization (adper TM single bond 2) in the root canal of 180 acrylic patterns, from central superiors incisors conduct impression previously treated with endodontics and prepared for post; at three levels, cervical (4mm), middle (8mm) and apical (12mm), which were subjected to photopolymerization at 300mw, 800mw and 1500mw of power for 20 and 40 seconds each one, forming groups of 10 patterns each randomly . Data were analyzed with Fisher's exact test. **RESULTS:** At the cervical level showed polymerization from 300mw for 40seconds. At middle, from 800mw for 40seconds. At the apical level, from 1500mw for 20seconds. **CONCLUSIONS:** The polymerization efficiency of the adhesive within the conduct depends on the polymerization distance, the light intensity and the time used. A significant association ($P < 0.05$) was found at each level.

KEY WORDS: Efficiency polymerization, Adhesive, Fiber Posts, Photopolymerization, Root Canal, Light Intensity.

INDICE

I.	INTRODUCCION.....	10
II.	PROBLEMA DE INVESTIGACION.....	11
2.1	AREA PROBLEMA.....	11
2.2	DELIMITACION.....	12
2.3	FORMULACION.....	13
2.4	OBJETIVOS.....	13
2.5	JUSTIFICACION.....	14
2.6	LIMITACIONES.....	15
II.	MARCO TEORICO.....	16
3.1	ANTECEDENTES.....	16
3.2	BASES TEORICAS.....	23
3.3	DEFINICION DE TERMINOS.....	57
3.4	HIPOTESIS.....	59
3.5	OPERACIONALIZACION DE VARIABLES.....	60
IV.	METODOLOGIA.....	61
4.1	TIPO DE INVESTIGACION.....	61
4.2	POBLACION Y MUESTRA.....	61
4.3	PROCEDIMIENTOS Y TÉCNICA.....	62
4.4	RECOLECCION DE DATOS.....	66
4.5	PROCESAMIENTO DE DATOS.....	66
4.6	ANALISIS ESTADISTICO.....	66

V.	RESULTADOS.....	67
VI.	DISCUSION.....	73
VII.	CONCLUSIONES.....	76
VIII.	RECOMENDACIONES.....	77
IX.	BIBLIOGRAFIA.....	78
X.	ANEXOS.....	81
10.1	FICHA DE RECOLECCION DE DATOS.....	81
10.2	FLUJOGRAMA DE SECUENCIA METODOLOGICA.....	82

INDICE DE TABLAS

TABLA 167

TABLA 2.....69

TABLA 3.....71

INDICE GRAFICOS

GRAFICO 1.....68

GRAFICO 2.....70

GRAFICO 3.....72

I. INTRODUCCIÓN

La demanda de los pacientes por los tratamientos restauradores menos invasivos, más estéticos y biocompatibles es el día a día en la consulta de los cirujanos dentistas, la utilización de los postes prefabricados de fibra de vidrio ha aumentado, muchos de los pacientes rechazan la utilización de los antiguos postes metálicos, por lo que exige al odontólogo el conocimiento y un correcto uso de los biomateriales dentales involucrados en la técnica. Una característica importante es la adhesión entre el poste de fibra de vidrio, el cemento resinoso y el diente, que se logra con la unión micromecánica y que se expresa en la formación de la capa híbrida y tags de resina, esto se consigue con una adecuada técnica durante el uso de los biomateriales odontológicos⁽¹⁾.

El presente trabajo es un estudio acerca de la polimerización de uno de los materiales más utilizados en la consulta, el adhesivo, después de su colocación dentro del conducto radicular para el cementado de postes de fibra de vidrio, observando si dicha polimerización se hace eficaz después de la técnica, de tal manera que apreciamos si ocurre o no dicha polimerización.

Por esto hemos visto por conveniente observar y comparar el comportamiento de polimerización del adhesivo, fotopolimerizado a diferentes intensidades de luz, a diferentes distancias de profundidad de conducto y a su vez diferentes tiempos de exposición de la luz; confrontando así, lo encontrado en la literatura y los antecedentes.

II. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN:

2.1 AREA PROBLEMA

Durante los años se ha venido investigando sobre el éxito o fracaso de los tratamientos restauradores con postes de fibra de vidrio y si la fuerza de adhesión micromecánica resiste las fuerzas de cizallamiento y tracción adecuadamente⁽⁴⁾, encontrándose gran resistencia comparando incluso diferentes materiales, al observar al microscopio electrónico de barrido existe un problema, la formación de la capa híbrida no es homogénea a lo largo del conducto y ha venido siendo relacionado al material de cementación para endodoncia⁽³⁾, los materiales de grabado⁽¹³⁾, desinfección⁽¹⁴⁾ y acondicionamiento⁽⁶⁾, sin embargo el resultado es el mismo.

Numerosas investigaciones han arrojado el resultado de que la formación de la capa híbrida es únicamente observable de forma clara y homogénea a nivel cervical, a diferencia de lo que ocurre a nivel medio y más apical, donde encontramos escasa formación de la capa híbrida y casi nula respectivamente⁽¹⁶⁾; lo que disminuiría la retención micromecánica que sugieren los materiales utilizados. En diversos estudios se compara la fuerza a la resistencia de numerosas marcas de materiales de cementación, donde se encuentra que la resistencia de los materiales es similar; siguiendo paso a paso las indicaciones dadas por el fabricante, por esto tenemos diversos materiales con similares resultados. Se ha investigado también acerca de los materiales utilizados para la cementación en endodoncia⁽⁷⁾ y su influencia en la formación

de la capa híbrida, sin embargo los resultados son similares, la formación de la capa híbrida no es apreciable hacia la zona más apical; el acondicionamiento tanto del poste y del conducto también ha sido tema de investigación encontrándose el mismo hallazgo en las observaciones al microscopio electrónico⁽⁶⁾; por todo esta información, este trabajo de investigación revisa otro de los pasos del tratamiento para encontrar la respuesta a estos problemas, siendo el tema de estudio el correcto uso del adhesivo y su fotopolimerización.

2.2. DELIMITACION DEL PROBLEMA

Dentro de los pasos importantes durante el manejo de los materiales utilizados para la cementación del poste de fibra de vidrio es la polimerización del adhesivo a lo largo de todo el conducto radicular del diente preparado para recibir el poste, y que debería ser verificado, ya que regularmente se da por hecho la polimerización luego de seguir correctamente las indicaciones de tiempo del fabricante; sin embargo existe una consideración importante, y es que la intensidad de la luz disminuye a medida que se aleja del objetivo por lo que es probable que en la zona más apical no se polimerice de forma correcta, y se mantenga en su estado líquido y viscoso, que impide la correcta formación de la capa híbrida y por ende una disminución de la fuerza de adhesión micromecánica formando vacíos o burbujas que podrían afectar el éxito de nuestro tratamiento.

2.3 FORMULACION DEL PROBLEMA

¿Cuál será la eficacia de la polimerización del adhesivo a lo largo del conducto radicular de especímenes que simulan el patrón de piezas dentales unirradiculares preparadas para el cementado de postes de fibra de vidrio?

2.4 OBJETIVOS

2.4.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar la eficacia de la polimerización del adhesivo a lo largo del conducto radicular de especímenes que simulan el patrón de un incisivo central superior, a nivel cervical, medio y apical.

2.4.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Determinar la eficacia de la polimerización del adhesivo en la zona cervical a diferentes niveles de intensidad de luz de 300, 800 y 1500mW, a tiempos de exposición de la luz de 20 y 40 segundos por cada nivel de intensidad.
- Determinar la eficacia de la polimerización del adhesivo en la zona media a diferentes niveles de intensidad de luz de 300, 800 y 1500mW,

a tiempos de exposición de la luz de 20 y 40 segundos por cada nivel de intensidad.

- Determinar la eficacia de la polimerización del adhesivo en la zona apical a diferentes niveles de intensidad de luz de 300, 800 y 1500mW, a tiempos de exposición de la luz de 20 y 40 segundos por cada nivel de intensidad.

2.5 JUSTIFICACION

Los tratamientos restauradores con postes de fibra de vidrio son numerosos en la consulta y debemos brindar, como profesionales de la salud, un servicio de calidad cada vez mejor, por lo que es necesario estar seguros que los pasos clínicos que realizamos sean exitosos, por más simples que parezcan, y tomarnos el tiempo de verificación requerida para pasar al siguiente. Por ello surge este tema de investigación para tratar de verificar que ocurra una polimerización adecuada y homogénea siguiendo las instrucciones dadas por los fabricantes y la revisión de la técnica en la literatura, de tal manera que seamos conscientes de todo lo que este proceso involucra, como la aplicación del adhesivo, la intensidad de la luz utilizada, el tiempo de exposición y la distancia a la que realizamos la polimerización.

2.6 LIMITACIONES

Debido a que es muy difícil conseguir muestras numerosas de dientes anteriores para trabajar in vitro, se vio por conveniente confeccionar patrones en laboratorio que simulen los conductos radiculares.

Otro problema fue la verificación y medición de la distancia de la polimerización del adhesivo dentro del conducto, por lo q los patrones fueron previamente calibrados a tres niveles: apical, medio y cervical.

III. MARCO TEORICO

3.1 ANTECEDENTES

Valenzuela V, Zamorano X, Wagner S, Tapia JR (2010) Evaluaron al microscopio electrónico de barrido (MEB) la efectividad de la adhesión lograda dentro de conductos tratados utilizando dos sistemas adhesivos, uno de fotocurado (Single Bond) y otro dual (Prime & Bond NT + Self-Cure Activator) y dos sistemas de postes (fibra de vidrio y metálicos). El objetivo fue evaluar la formación de capa híbrida y tags de resina al interior de los conductos radiculares. Utilizaron doce piezas dentarias que fueron preparadas para recibir un poste. Los dividieron en dos grupos de 6 piezas, a cada uno de los cuales se les colocó un tipo de poste. Ambos grupos fueron subdivididos en dos, aplicándoles distintos adhesivos, la resina de cementación RelyX ARC y el poste correspondiente. Las muestras fueron cortadas longitudinalmente y preparadas para la observación al MEB. Observaron que no se evidenció diferencias en cuanto al espesor de la capa híbrida entre los grupos. Se concluyó que la capa híbrida y tags de resina formados dentro de los conductos utilizando ambos sistemas de postes y diferentes sistemas adhesivos no son satisfactorios, y que es casi inexistente en la zona apical y deficiente en la zona media.⁽²⁾

Pérez A, Guerrero J, Celis L. (2014) Usaron una técnica de grabado de ácido por un minuto se neutraliza el efecto del eugenol sin que tenga algún efecto sobre la polimerización, la adhesión y, por ende, la retención de los endopostes

translumínicos cementados con resina. Por lo tanto, la formulación química de los cementos selladores no tiene un efecto significativo en la retención de postes cementados con resina. La comparación de la resistencia al desalojo entre el grupo control (sin eugenol) y el grupo experimental (con eugenol) no es estadísticamente significativa, se observa valores muy diferentes para ambos casos lo que sugiere la revisión de los demás pasos de la técnica de cementación.⁽³⁾

Jara P, Martínez A, Correa G, Catalán A (2010) Midieron y compararon la resistencia a la tracción necesaria para producir la dislocación de postes de fibra de vidrio cementados con 4 agentes cementantes. Materiales y métodos. Utilizaron 40 caninos sanos, fueron seccionadas transversalmente a nivel del techo cameral. Tras realizar el tratamiento endodóntico, los especímenes fueron mantenidos a 80% de humedad, a 37° C por 72 horas. Aleatoriamente se distribuyeron en 4 grupos (n =10). Cada grupo recibió un poste de fibra de vidrio cementados con: Panavia F 2.0, Unicem, Fuji plus, Variolink. La cementación fue según indicaciones del fabricante, posteriormente se aplicó una carga estandarizada de 5 kilos por 5 minutos. Se efectuó una prueba de tracción utilizando una máquina de prueba universal con velocidad de 0,5 mm/min hasta el descementado. A los datos se aplicó un diseño de Análisis de Varianza, ANOVA una Vía y el test de Tukey ($p<0,05$). ANOVA mostró que al menos en uno de los cementos la media de la fuerza de tracción fue significativamente distinta a las demás ($p<0,0001$). Al comparar las medias de la fuerzas de tracción se obtuvo diferencias estadísticamente significativas entre los 4 agentes cementantes ($p<0,05$). Este estudio in vitro demostró que el cemento de resina de curado-dual Panavia F 2.0 presentó la fuerza de tracción más alta. Por lo que en clínica los cementos resinosos se comportarían dentro

de niveles muy aceptables, a diferencia de los ionoméricos y los de autocurado.⁽⁴⁾

Mosharraf R, Ranjbarian P (2013) Evaluaron el efecto de diferentes métodos de acondicionamiento de la superficie sobre la resistencia a la tracción del poste reforzado con fibra de vidrio con cemento de resinoso. Utilizaron 40 incisivos centrales extraídos que fueron tratados con endodoncia y se prepararon. Los dientes se dividieron en cuatro grupos de acuerdo a los métodos de tratamiento de la superficie (n = 10): 1) silanización después del grabado con 20% de H₂O₂, 2) silanización después de la abrasión en el aire de partículas, 3) silanización, y 4) no acondicionado (control). Se utilizó cemento de resina adhesiva (Panavia F 2.0) para la cementación de los postes de fibra a la dentina del conducto radicular. Tres rebanadas de 3 mm de espesor se obtuvieron de cada raíz. Una máquina universal de ensayos se utilizó con una velocidad de la cruceta de 1 mm / minuto para llevar a cabo las pruebas de expulsión. Las pruebas ANOVA y Tukey se utilizaron para el análisis de datos ($\alpha = 0,05$). Hubo diferencias significativas entre los valores de fuerza de resistencia a la tracción media de los diferentes tratamientos de superficie y regiones del conducto radicular. La aplicación de peróxido de hidrógeno antes de silanización aumentó la fuerza de adherencia de cemento de resina a los postes de fibra. La región coronal del conducto radicular mostró significativamente valores más altos de resistencia adhesiva que las otras regiones de los tercios medio y apical.⁽⁶⁾

Al Kahtani A (2010) Estudió el efecto de los selladores de conductos radiculares, ya sea eugenol o sin eugenol y el momento de la cementación de

la microfiltración del poste con cemento resinoso. Usó setenta dientes unirradiculares que fueron instrumentados mediante la técnica corono-apical. Después de la instrumentación, los dientes eran divididos al azar en cuatro grupos experimentales de quince dientes cada uno, en función del tipo de sellador (con eugenol o sellador sin eugenol) y el tiempo de cementación (inmediata o retardada). El restante de diez dientes se dividió en dos grupos de control con cinco dientes por grupo. Todos los dientes fueron analizados según la microfiltración utilizando un método de filtración de fluido. La microfiltración de los postes cementados con cemento resinoso aumentó con el tiempo, con independencia del tipo de sellador o el calendario de cementación. La microfiltración de los postes cementados con cemento resinoso no fue influenciada por cualquier tipo de sellador o el momento de la colocación posterior. Todos los grupos experimentales demostraron un aumento significativo en la microfiltración con el tiempo, así como la presencia de huecos en la interfase resina-dentina a nivel apical. ⁽⁷⁾

Bitter K, Gläser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R (2014)

Analizaron cuatro postes de diferentes sistemas con dos adhesivos diferentes (auto-grabado y etch-and-rinse), utilizaron dientes anteriores (n = 80) que fueron tratados con endodoncia y preparados para la colocación del poste, se realizó con los siguientes sistemas: Rebilda Post / Rebilda DC / Futurabond DC (Voco) (RB), Luxapost / Luxacore Z / Luxabond Prebond y Luxabond A + B (DMG) (LC), X Post / Core X Flow / XP Bond y Self Cure Activador (Dentsply De Trey) (CX), FRC Postec / MultiCore Flow / AdheSE DC (Ivoclar Vivadent) (MC). Los sistemas adhesivos y materiales de cementado de 10 especímenes cada uno, fueron marcados con colorantes fluorescentes y las interfaces de resina-dentina se analizaron mediante microscopía de escaneo láser confocal

(CLSM). La fuerza de adhesión se evaluó mediante una prueba de expulsión. Los datos fueron analizados mediante ANOVA con repetidas mediciones. Se encontró diferencias significativas observadas entre los grupos con respecto al espesor de la capa híbrida (p , 0,0005) y el número de tags de resina (p = 0,02; ANOVA). La fuerza de adhesión se vio afectada significativamente por el material de cementado (p = 0,001), la ubicación en el interior del conducto radicular (p , 0.0005) y la incorporación de colorantes fluorescentes (p = 0,036; ANOVA). CX [7.7 (4.4) MPa] demostró la fuerza de unión significativamente menor en comparación con LC [14,2 (8,7) MPa] y RB [13,3 (3,7) MPa] (p , 0,05; Tukey HSD), pero no difirió significativamente de MC [11.5 (3,5) MPa]. Concluyeron que la fuerza de adhesión en el interior del conducto radicular no se vio afectado por el enfoque de adhesivo o el sistema de cementado. Todos los sistemas han demostrado la formación de una capa híbrida y penetración en los túbulos de la dentina, a pesar de las condiciones que complican para la adhesión en el interior del conducto radicular, pero que disminuye hacia apical, y reduce significativamente la fuerza de adhesión hacia apical.⁽⁸⁾

Anche S. et al (2014) Compararon la resistencia al cizallamiento entre el poste de fibra reforzado con tres materiales de cementación diferentes. Utilizaron 30 incisivos centrales superiores, se dividieron en tres grupos de 10 ejemplares cada uno (A, B y C). Los resultados obtenidos fueron analizados mediante ANOVA y Tukey y mostraron que no hay diferencia significativa en la resistencia al cizallamiento valores entre el grupo A y el grupo B. Concluyendo que los dientes restaurados con HB multi-core mostraron alta resistencia al cizallamiento. Los dientes restaurados con fluoro-core mostraron menor resistencia al cizallamiento. No existe ninguna diferencia estadísticamente

significativa entre los valores de resistencia de adhesión al cizallamiento entre los cementos resinosos Ti-core y fluoro-core.⁽⁹⁾

Ramos M, Pegoraro T, Pegoraro LF, Carvalho R (2012) Evaluaron el perfil de microdureza de dos cementos duales de resina (RelyX U100 - ®, 3M ESPE-y Panavia F 2.0 ®, Kuraray) utilizados para la cementación de postes de fibra reforzados (Fibrekor ® - Jeneric Pentron) bajo tres protocolos diferentes de polimerización y dos tiempos de almacenamiento en agua. Usaron sesenta raíces de los incisivos bovinos de 16mm que fueron tratadas y preparadas para la cementación de los postes Fibrekor. Los cementos se mezclaron con las instrucciones, dispensados en el canal, los postes fueron colocados y el curado: a) no activación de luz; b) activación de luz inmediatamente después de colocar el poste, y; c) activación de luz que demoró 5 minutos después de colocar el poste. Los dientes se almacenaron en agua y se recuperaron para su análisis después de 7 días y 3 meses. Las raíces fueron seccionadas longitudinalmente y la microdureza se determinó en la región cervical, medio y apical a lo largo de la línea de cemento. Los datos fueron analizados mediante la prueba de ANOVA de tres vías (modo de curar, tiempo de almacenamiento y terceras partes) para cada cemento. La prueba de Tukey se utilizó para el análisis post-hoc. La activación con luz dio como resultado un aumento significativo en la microdureza. Esto era más evidente para la región cervical y para el cemento Panavia. Almacenamiento en agua durante 3 meses causó una reducción de la microdureza para ambos cementos. El cemento U100 presenta una menor variación en la microdureza independientemente del protocolo y el almacenamiento de curado. La microdureza de los cementos se vio afectada por las variables de curado y almacenamiento, y eran dependientes del material.⁽¹⁰⁾

Zamorano X y cols (2005) Describió la micromorfología de la capa híbrida y tags de resina al usar sistemas adhesivos de fotocurado, autograbado y de curado dual, en conductos tratados endodónticamente y preparados para espigo. Se usaron 30 piezas dentarias, separadas en tres grupos, a las que se aplicó los siguientes sistemas adhesivos según las indicaciones del fabricante: Single Bond (3M-Espe), Prime & Bond NT+ Self Cure Activator (Dentsply) y Prompt L-Pop (3M-Espe). En todos los casos los conductos se obturaron posteriormente con resina de cementación RelyX ARC (3M-Espe), se cortaron longitudinalmente y se prepararon para observar la interfase adhesiva, mediante microscopía electrónica de barrido (MEB). Los resultados muestran una deficiente formación de capa híbrida y tags de resina en el conducto radicular, especialmente en el tercio medio y tercio apical, con todos los sistemas adhesivos usados. ⁽¹¹⁾

Alava FM y cols.(2012) Evaluaron la eficacia de dos sustancias desinfectantes como el hipoclorito de sodio (NaClO) 5.25%, y la clorhexidina 2% utilizadas como irrigantes antes de la cementación del poste de fibra de vidrio (PFV) en el proceso de adhesión-cohesión, usando cemento dual (CD). Treinta dientes endodonciados, seccionados previamente en sus coronas clínicas, fueron preparados para recibir cada uno un PFV. Los cuerpos de prueba fueron divididos en tres grupos y se utilizó una técnica diferente de irrigación del conducto radicular: 1. NaClO al 5.25%, 2. Clorhexidina al 2%, y 3. Agua. Los especímenes, fueron seccionados transversalmente con un disco de diamante en el tercio cervical (TC) y en el tercio medio (TM), obteniéndose 60 muestras para el estudio. Se realizó la observación y medición al microscopio electrónico de barrido (MEB) de las interfases cemento dual/dentina, (CD/D) y cemento dual/poste, (CD/P), tanto en su TM como en su TC, así como la medición del

espacio existente en las interfases CD/D y CD/P de la superficie sin adhesión-cohesión. El análisis de datos reveló una significancia en cuanto a la eficacia en relación al porcentaje de adhesión en la interfase CD/D usando NaClO al 5.25% en relación a la clorhexidina al 2% y agua. No existiendo diferencia significativa en el promedio del porcentaje de adhesión en el TC y en el TM. La técnica de irrigación con NaClO al 5.25% demostró ser la que menor interferencia produjo en la interfase CD/D y CD/P presentando el mayor porcentaje de adhesión tanto en la interfase CD/D y cohesión en la interfase CD/P. ⁽¹⁴⁾

3.2 BASES TEORICAS

3.2.1 POSTES DE FIBRA DE VIDRIO

La tendencia actual es la de realizar la rehabilitación protésica de forma mucho más conservadora, por ello cuando tenemos piezas dentarias desvitalizadas y tratadas con endodoncia son muchas veces rehabilitadas mediante el uso de espigos⁽¹⁾, siempre que necesitemos usar estas piezas como pilares para la rehabilitación. Como es conocido la decisión de utilizar espigos se da por la necesidad de construir un muñón artificial que acople al muñón remanente para la rehabilitación y mejora de la retención, y no para reforzar el diente como se creía antiguamente, ya que mientras más estructura dentaria se pierda, más se debilita la pieza dental. La aparición de estos postes surgió como una alternativa al uso

del espigo de fibra de carbono, por un criterio estético, cuando se usaban coronas totalmente cerámicas.

MATRIZ

Están formados por una matriz de resina (36% de su peso) que contiene fibras de vidrio de diferentes composiciones químicas: fibras de sílice y otros óxidos tales como calcio, boro, sodio, entre otros. La matriz de resina está constituida por una resina epoxi, cuya característica es la de unirse mediante radicales libres comunes a la resina BIS-GMA (Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato); esta última predomina en los sistemas de los cementos adhesivos⁽⁵⁾, se ha observado burbujas y espacios entre las fibras y la matriz, a simple vista se puede observar estas macroporosidades o con algún microscopio electrónico de barrido (MEB) se detectarán estas microburbujas o espacios que están dentro de la matriz, reduciendo la resistencia de los productos, estas imperfecciones se relacionan mayormente con la matriz produciendo que la estructura sea menos compacta y uniforme (más débil y menos resistente a las tensiones de carga).

Desde la fabricación de los primeros postes, la matriz de resina compuesta está formada por un poliépoxy conseguido mediante la policondesación de una resina diepoxy digleciletilica del bisfenol A (DGEBA) y un endurecedor diaminodifenilmetano (DDM). La policondensación es ingresando el material al horno por un periodo de 3

horas a 90°C y otras 3 horas a 170°C a presión constante seguido luego por un enfriamiento lento. ⁽⁵⁾

FIBRAS

Se han empleado diferentes tipos de fibras sintéticas para mejorar las propiedades mecánicas de las resinas para bases protésicas, para restauraciones provisionales o fijas. Las fibras probadas fueron: fibras de vidrio, fibras aramídicas, fibras de polietileno de elevado módulo y fibras de carbono. ⁽²⁾

Las fibras de vidrio han representado el sistema más común de refuerzo de las matrices poliméricas, para las bases protésicas, se encontraban disponibles en diferentes composiciones químicas y sus fibras comunes son sílice (50 -60% SiO₂) y contienen otros óxidos como boro, calcio, sodio, aluminio, hierro, etc. Las fibras de vidrio y de polietileno son estéticas pero también pueden resultar afectadas por el debilitamiento hidrolítico en un ambiente húmedo y su resistencia y tenacidad son menores. Las fibras aramídicas, sólo se aceptan en las prótesis parciales fijas porque poseían un color amarillento, y por tener una resistencia a la tensión baja y alto módulo de elasticidad, por eso no son adecuadas para el refuerzo de matrices, porque podría producirse una fractura y las fibras de carbono son antiestéticas. Las fibras con su alto módulo de elasticidad, se oponen a las fuerzas que podrían deformar a la resina de la matriz, cuando la dirección de las fibras se aleje del eje longitudinal del

poste producirá una transferencia de cargas a la matriz; en teoría se cree que los postes de fibras paralelas tienen una resistencia a la fuerza transversal mucho menor comparado con la fuerza compresiva y aplicada en el eje de las fibras, por eso que deberían ser mejores que los de fibras oblicuas. Como el poste está conformado por fibras rígidas y de resina menos rígida en el seno de esta última resultan tensiones no homogéneas. Las tensiones elevadas en la interfase fibra/resina son responsables de un comportamiento anelástico progresivo, que surge por separaciones en la interfase deformaciones plásticas de la matriz y microgrietas en la resina. Es quizás por eso que un poste con una elevada densidad de fibras es más resistente a diferencia de los que poseen menos fibras.

Cuando aparecieron los primeros postes de fibra de carbono estaba formado por fibras 8 μm de diámetro pretensionadas que formaban el 64% en peso, y el 70-80% del volumen del poste. Existen postes donde las fibras de vidrio dentro de la resina epoxi, quedan entrelazadas formando una malla estrecha. Las fibras tienen un diámetro de 5-7 μm y otras de 12-18 μm . Se han desarrollado tiras de refuerzo que ya han sido impregnadas con resina. A eso se le llama pre impregnación. Estos sistemas son preferentes porque van a eliminar pasos para el odontólogo y las propiedades flexurales son mayores debido a un mayor contenido de fibra. Estas fibras reforzadas con composite son fáciles de manipular y exhiben altas propiedades mecánicas, poseyendo hasta siete veces más la fuerza que composites particulares. ⁽⁴⁾

AGENTE DE ACOPLAMIENTO

La adición del silano durante el proceso, brinda más estabilidad al sistema, y es el factor dominante para el éxito en la fabricación. La adición de la fibra de vidrio silano revestida a la resina de BIS-GMA aumenta generalmente el módulo de elasticidad, las fuerzas compresivas y las de tracción en comparación con las fibras no tratadas. Durante la fabricación se inyecta entre las fibras el agente de acoplamiento tipo silanos es un compuesto híbrido, con moléculas de doble polaridad, es decir, bifuncionales, porque pueden reaccionar mediante enlaces de tipo covalente con la superficie orgánica y por enlaces iónicos a la superficie inorgánica, de esta manera este órgano-silano, actúa como material intermedio y es capaz de formar un enlace químico estable entre los grupos reactivos (grupos OH), sirviendo de unión entre la matriz y la superficie de las fibras, estas en algunos casos presentan una superficie rugosa, el agente de acoplamiento ayuda a mejorar la superficie de las fibras o partículas utilizadas como refuerzo en una matriz resinosa, por eso no solo es necesario para lograr mejores propiedades mecánicas. El agente de acoplamiento brinda una estabilidad hidrolítica, ya que previene la penetración de agua en la interfase matriz-fibras. Los avances en la tecnología de silanización se preocupan más que nada en obtener un recubrimiento uniforme de las fibras lo cual provee mejores propiedades a los postes de fibra. La resistencia de esta unión no es elevada, siendo suficiente para impedir el deshilachado de los postes (separación entre fibras y matriz), cabe resaltar que por el tipo de unión, la eliminación de ellos sobre el lecho endodóntico es más fácil por la separación de las fibras de la matriz. ⁽⁶⁾

SUPERFICIE DEL POSTE

Se han propuesto diferentes tratamientos de la superficie de los postes de fibra con la finalidad de aumentar la retención de los materiales de restauración resinosos, porque se desea eliminar la matriz resinosa epóxica superficial, exponer el mayor número de fibras que puedan reaccionar con el material. Además la formación de rugosidades superficiales, debida a los varios tratamientos, debería favorecer la retención micro-mecánica del material. Existen tres clases de procedimientos: químicos (aplicación de agentes de acoplamiento silano o sistemas adhesivos), mecánicos (arenado o grabación ácida) y químico-mecánicos (uso combinado de tratamiento anteriores). Tratamientos químicos, uso de silano como agente intermedio para optimizar la adhesión, la mejoría en la fuerza de adhesión como consecuencia de un aumento de la humedad de la superficie, el silano ejerce una función de mediador entre material y superficie. La fuerza lograda en la interfase cemento/poste, no es igual que aquella lograda entre silano y dentina, y esto se supone que es debido a una incompatibilidad química entre los grupos metacrilatos de los cementos resinosos y la matriz resinosa de los postes, que en la mayoría de los casos es de tipo epoxica. El silano puede ser eficaz sólo cuando la interacción ocurre entre cemento y fibras, los tratamientos combinados silano y ácido o precalentamiento de la solución pueden llegar a alcanzar el objetivo final. Para aumentar el mecanismo de adhesión química y favorecer la unión, se propuso la combinación de silano y agentes adhesivos y otros presentan soluciones en dos etapas con un

silano/primer seguido de la aplicación del adhesivo (la eficacia de este tipo de tratamiento esta relacionad con el tipo de adhesivo). ⁽⁶⁾

El tratamiento químico combinado con la retención mecánica debería de ayudar a esta unión. El hecho de grabar sustratos adhesivos ha sido inicialmente, con la intención de crear sitios adicionales en las superficies favoreciendo así la retención micro-mecánica. Se ha comprobado la eficacia del tratamiento con ácido fluorhídrico depende del tiempo de la aplicación, pero este tratamiento es muy agresivo, porque podría darse una corrosión de las fibras de vidrio, por eso no se aconseja como tratamiento superficial. En los tratamientos mecánicos, como el arenado, el tiempo de aplicación del chorro y el tamaño de las partículas pueden dañar la estructura del poste. El uso combinado entre el arenado para aportar rugosidad superficial y el agente silano para facilitar la interacción química, ha dado como resultado valores elevados de adhesión. Estos tratamientos han sido ventajosos para mejorar la adhesión a los materiales resinosos de restauración y cementado y por lo tanto pueden ser válidos para mejorar la retención de postes cementados con cementos auto-adhesivos. ⁽⁶⁾

CEMENTACION

La cementación es para obtener la estabilización del poste en el interior de la estructura intrarradicular y a la vez generar un sellado a lo largo del conducto y favorecer su retención. La selección del material dental para cementar los postes depende básicamente del operador. El cemento

debe ser fluido y no espeso para no generar presiones internas. Los postes deben tener ranuras de escape para el cemento, evitando la presión hidrodinámica que puede provocar tensión dentro de la raíz. ⁽⁵⁾

Se sabe que el ionómero de vidrio, las resinas y fosfato de zinc son aceptables para tal fin. El cemento de ionómero o de ionómero modificado con resina se presentaron como una alternativa a los cementos resinosos, ambos presentan, al igual que las resinas, una adhesión a la dentina por mecanismos micro mecánicos y unión química; y a pesar del encogimiento por polimerización que presentan propiedades visco elásticas más favorables, los cementos ionoméricos o ionoméricos modificados con resina se pueden utilizar para cementar postes metálicos y los cementos ionoméricos modificados con resina se pueden utilizar como alternativa para cementar postes de fibra, posee algunas ventajas como la adhesión y la liberación de flúor, pero baja resistencia a la tracción y al cizallamiento, lo contraindican para rellenos sujetos a esfuerzos mayores (poco remanente coronario), tiene bajo coeficiente de expansión térmico y es sensible a la humedad. Las resinas compuestas tienen fácil manejo y pueden ser preparadas inmediatamente, pero tienen bajo módulo de elasticidad. Esa deficiencia mecánica hace que sufran deformaciones permanentes bajo cargas oclusales, lo que puede dañar los márgenes de la restauración, permitir la microfiltración marginal y transmitir fuerza directamente a la raíz. El fosfato de zinc es aún el agente más usado, es la primera opción para los postes metálicos ya que poseen una adecuada retención mecánica. Su principal desventaja es su alta solubilidad clínica y la falta de adhesión a la estructura clínica. Es

considerado un agente cementante no adhesivo que al inicio se concibió para llenar el espacio entre el poste metálico y el tejido dentario. ⁽⁵⁾

Los cementos resinosos son indicados para los postes de fibra, puesto que crea una unión micromecánica y química con las paredes de la raíz, formando una unidad dentina-resina-poste. La adhesión del cemento resinoso es producido por una capa híbrida, capas de resina y la adhesión a la superficie de la dentina. Sin embargo, estos cementos poseen una técnica altamente sensible, que se puede ver afectada por la humedad, la demora de mayor tiempo clínico, al necesitar preparar las paredes del conducto con ácido o EDTA, su alta viscosidad y la posibilidad de acumulación de adhesivo que podría estrechar el conducto impidiendo el correcto calzado del poste. Se debe tener cuidado con los agentes resinosos que polimerizan prematuramente porque evita de esta manera el completo asentamiento del poste. Los cementos resinosos de curado dual, están constituidos por dos componentes, base y catalizador, que cuando son mezclados conforman un compuesto de resina de curado dual, con gran cantidad de relleno, válido tanto para el cementado de postes como para la reconstrucción de muñones. ⁽⁷⁾

Los postes de fibra de vidrio por la forma de las fibras impregnadas en la matriz resinosa, son compatibles químicamente con cualquier sistema adhesivo y/o cemento resinoso, debido a que estos permiten una fuerte unión de las paredes dentinarias de la raíz después del condicionamiento ácido y aplicación de los sistemas adhesivos. El cemento seleccionado debe presentar una baja viscosidad, para disminuir la espesura de la

película en la interfase de unión, además el canal preparado debe ser completamente llenado con el cemento. Aun así es posible detectar burbujas en cementos resinosos. El sistema adhesivo consta de grabado, remoción del barro dentinario y la desmineralización de la dentina, para que la fina red de fibras de colágenas sea expuesta. La infiltración de esta red con los monómeros de resina permite una capa híbrida, tags de resina y formación de surcos adhesivos laterales; creando por consiguiente, una retención micromecánica de la resina dentro del sustrato dentinario desmineralizado.

La inserción del cemento al interior del canal es imprescindible, para evitar la formación de burbujas en la zona apical del conducto y permitir que el cemento rellene todo el conducto. También debemos pincelar el poste para mejorar y facilitar la introducción de este al interior del canal, además el cemento de resina debe rodear de forma uniforme el poste y su espesor no debe de exceder los 500um, espesor máximo recomendado para la absorción de las tensiones mecánicas.

El mecanismo de adhesión de los sistemas adhesivos en los conductores radiculares presentan una naturaleza micromecánica, siendo responsable por la formación de un cuerpo único (monoblock), obteniendo así un anclaje radicular que reduce el riesgo de fractura y se basa especialmente, en la infiltración de la superficie dentinaria condicionada por monómeros adhesivos y en la formación de una capa híbrida.

VENTAJAS

Se utilizan como una alternativa a los postes metálicos, ya que a pesar de que los espigos colados presentan superiores propiedades físicas y mecánicas, los postes de fibra de vidrio satisfacen las demandas de estética clínica, y distribución uniforme del stress a lo largo de la raíz del diente, gracias a su módulo de elasticidad similar a la dentina. El tiempo empleado para la colocación de los postes de fibra es otra ventaja ya que requieren de una sola sesión y además tienen la posibilidad de transmitir la luz a lo largo del poste permitiendo la polimerización del sistema adhesivo. La remoción de estos postes en caso de ser necesario es mucho más sencilla y no se han reportado casos de hipersensibilidad alérgica⁽¹⁵⁾.

INDICACIONES

Los espigos prefabricados de fibra de vidrio están indicados en los siguientes casos:

- Dientes anteriores con lesión coronal moderada o media de 40% a 60% de destrucción corona clínica.
- Dientes anteriores con lesión coronaria importante con pérdida de los rebordes, fractura corono-radicular, problemas de estética.
- Dientes posteriores con lesión coronal moderada con un máximo de destrucción coronal clínica de hasta 70 % (aprox. de tres cúspides)

FUNCION

- Retención para el muñón y la corona artificial.
- Resistencia a cierta flexión bajo carga.
- Quedar retenido a la estructura de la raíz.
- Distribución del estrés masticatorio de forma uniforme, a lo largo de la raíz.
- Trasladar la superficie de soporte a zonas de contacto alveolar.

3.2.2 CARACTERISTICAS DEL TEJIDO DENTARIO REMANENTE

Tras realizar el tratamiento de conducto se producen cambios físicos en el tejido dental que generan una alteración irreversible de los enlaces cruzados de colágeno y también ocurre La deshidratación de la dentina, ambos producen una disminución de la resistencia de las fuerzas masticatorias. Para entender el significado de las propiedades físicas de los dientes con endodoncia, se debe entender la estructura microscópica tanto de la dentina como del esmalte remanente. ⁽²²⁾

DENTINA

La Dentina es un tejido duro, mineralizado que forma el mayor volumen de un diente. Se compone de miles de túbulos microscópicos con un

diámetro 0.5 a 4,0 μm , y la densidad típica de los túbulos dentinarios va de 10,000 a 96,000 túbulos por mm^2 . La dentina madura es un material compuesto por una fracción orgánica de 30%, que es principalmente colágeno y una fracción inorgánica interpenetrante de 60% y agua 10%. La fase Inorgánica de la dentina está compuesta de cristales carbonatados de hidroxiapatita, con una morfología de su estructura de 10x50nm, dentro de las fibrillas de colágeno (intrafibrilarmente mineralizado) y entre fibras (interfibrilarmente mineralizados) dadas en una escala nanométrica. El 90% de la fase orgánica es colágeno, que es exclusivamente de tipo I. El colágeno es una proteína estructural y las propiedades mecánicas de este material están estrechamente relacionadas con los mecanismos moleculares, en general de la parte química o morfológica. El Colágeno seco es quebradizo y tieso, con un módulo de elasticidad de alrededor de 6 GPa. La adición de agua suaviza el colágeno progresivamente. La menor unidad estructural reconocible con el microscopio electrónico, es la fibrilla colágena, que presenta un patrón de bandas periódicas muy característico. La unidad esencial del colágeno está constituida por tres cadenas de polipéptidos que aparecen entrelazadas formando una triple hélice, constituyendo una unidad macromolecular denominada tropocolágeno. El colágeno tiene constantes variaciones en su composición. Aunque se hallan 20 aminoácidos en el colágeno, cuatro de ellos (glicina, alanita, prolina e hidroxiprolina) forman los dos tercios de la molécula. El colágeno siempre contiene hidroxiprolina y una alta proporción de glicina, y es la única proteína que contiene hidroxilisina. Los restantes aminoácidos que forman la molécula pueden variar. El colágeno también contiene

pequeñas cantidades de glucosa y galactosa (menos del 1% en peso) y por lo tanto técnicamente es una glucoproteína.⁽²²⁾

Se encuentran diferentes tipos de fibrillas de colágeno: El tipo I se encuentra en la piel, los tendones, los huesos, la dentina y la pulpa. El tipo II se encuentra en los cartílagos. El tipo III se localiza en la mayoría de los tejidos conjuntivos mineralizados. Existe una forma fetal que se encuentra en las papilas dentales y en la pulpa madura. Los tipos de colágeno IV y VII son componentes de las membranas basales. El tipo V constituye los tejidos intersticiales. El colágeno tipo I lo sintetizan los odontoblastos y los osteoblastos; los fibroblastos sintetizan los tipos I, III, V y VII.⁽²²⁾

Una característica de la dentina es la permeabilidad por la presencia de los túbulos estrechamente empaquetados los unos con los otros y que constituyen la parte más gruesa y mineralizada del diente. Los túbulos están recubiertos por la dentina peritubular, sintetizada por los procesos odontoblásticos. Esta mineralizada un 40% más que la dentina intertubular (el tejido mineralizado existente entre los túbulos). La estructura de la dentina contiene una matriz hidratada de fibrillas de colágeno que se ve reforzada con una apatita nanocristalina carbonatada llamada dentina intertubular. La dentina intertubular es una matriz compuesta de fibras de colágeno tipo I con una fase mineral de apatita ricas en carbonatos. La dentina peritubular es una pared hipermineralizada de túbulos dentinarios y es aproximadamente 0.5-1.5 μ m de grosor. Las fibras de colágeno están cruzadas por enlaces

covalentes, resultando en una matriz dentinaria estable la cual mejora ante las fuerzas de tensión. Encontraron que la cantidad de enlaces cruzados de colágeno varía por el tipo de diente, siendo los molares primero, seguida de los premolares y caninos, los incisivos tienen menor enlace cruzado de colágeno.⁽²²⁾

ESMALTE

Es un tejido calcificado que consta del 96% de material inorgánico principalmente cristales de hidroxiapatita, y el resto de material orgánico que rodea cada cristal. El contenido inorgánico tan alto hace que el esmalte sea particularmente vulnerable a la desmineralización en el medio ácido creado por las bacterias, dando como resultado la caries dental. Es el tejido más altamente mineralizado que hay en el organismo. El esmalte presenta una mayor dureza y módulo elástico comparado con la dentina humana. El esmalte humano deciduo primario es más débil y tiene dureza de 4.88 MPa, mientras que el esmalte permanente se encuentra con una dureza entre 3.3 y 3.9. En cuanto al módulo de elasticidad, el esmalte deciduo primario tiene un módulo de 80.35 GPa comparado con el esmalte adulto que tiene unos 87.5 y 72.2 GPa. La fuerza de tensión es una propiedad mecánica crítica para un diente, en la cual es capaz de resistir una fuerza aplicada contra él. La mayoría de las fuerzas oclusales destructivas aplicadas en los dientes son tensionales o de deflexión causando fuerzas compresivas y de tensión sobre el mismo. En la fuerza de tensión (UTS) la dentina se encontró dependiente de la orientación de los túbulos dentinarios. La UTS se encontró que era más

bajo cuando la fuerza de tensión era paralela a la orientación tubular, es decir, en ángulo recto a las fibras colágenas en la dentina (54Mpa), y mayor cuando se encontraba a 90 grados de la orientación tubular (92Mpa). La deshidratación de la dentina puede afectar dramáticamente las propiedades físicas. La dentina humana deshidratada muestra menores valores de fuerza a la fractura - es decir, se trata de un material más frágil. La dentina Hidratada o rehidratada (dentina deshidratada, pero expuesta a la humedad para rehidratarse) requiere significativamente mayor fuerza a la fractura.⁽²²⁾

CAMBIOS EN LAS PROPIEDADES FISICAS

Se han estudiado los efectos que puede provocar la pérdida de humedad en el diente, encontrando que los dientes tratados endodónticamente se comportan diferentes a los dientes vitales en relación al patrón de fractura, módulo de elasticidad, límite proporcional y deformación plástica. Se ha encontrado que la deshidratación incrementa la dureza y disminuye la flexibilidad de la dentina, tanto a las muestras de dentina tomadas de dientes vitales, como aquellas tomadas de dientes tratados endodónticamente, sin embargo los valores promedio de resistencia compresiva y traccional para las muestras de dentina húmeda obtenidos, parecen no mostraron diferencias significativas entre los dientes tratados endodónticamente y los dientes vitales en diversos estudios.

Se ha demostrado que un diente despulpado sufre una pérdida aproximada de 9% de humedad lo que supone el probable debilitamiento de un diente tratado endodónticamente por disminución de su composición orgánica a consecuencia de la extirpación pulpar, lo cual disminuye su capacidad elástica, sin embargo, se han realizado estudios comparando las propiedades biomecánicas de la dentina, concluyendo que las propiedades biomecánicas de la dentina son 3.5% menores en la dentina de dientes tratados endodónticamente que en las piezas vitales. Estos y otros estudios recientes, han sustentado que ni el tratamiento endodóntico, ni la pérdida de humedad es lo que ocasiona la mayor incidencia de fracturas de dientes tratados endodónticamente sino la pérdida de la integridad estructural dental y el acceso endodóntico, ya que aumentan la deflexión de las cúspides lo cual se vuelve más propenso a la fractura. Por lo tanto, las características del tejido dentario remanente posterior a la endodoncia son:

- La pérdida de la humedad, un diente tratado endodónticamente se deshidrata al realizarse la endodoncia por lo tanto estos autores refieren que la pérdida de humedad es irreversible.
- El Comportamiento biomecánico, se dice que la pieza dentaria recibe cargas excesivas y hace que fluyan por todo los lados de la pieza y también después de deformarse vuelve a su estado original.
- La Rigidez dentinaria, se dice que la dentina esclerótica se puede formar debido a un aumento en la dentina tubular o por un aumento en la deposición de cristales de apatita, y esto ocurre cuando hay aumento de edad.

- La Estructura del colágeno, se dice que el colágeno es la parte importante de la dentina porque ocupa el 90% de la fase orgánica y le da la rigidez necesaria para soportar las fuerzas.

3.2.3 SISTEMA DE ADHESION PARA EL CEMENTADO

El éxito clínico de una restauración con postes de fibra de vidrio depende tanto de la preparación del conducto radicular, así como también del material y la técnica de cementación utilizada para crear una unión entre el poste y el sustrato dental. Entre los factores responsables de una posible reducción de su integridad, se considera la falta de ajuste del poste, una inadecuada adaptación marginal del cemento a nivel de las interfases adhesivas⁽¹³⁾.

La retención de los postes de fibra al conducto radicular se verá afectada por distintos factores, entre ellos: el tipo de poste, la adaptación de este al conducto radicular y el tipo de agente cementante⁽⁹⁾. Los resultados clínicos serán predecibles siempre y cuando el poste de fibra se adapte íntimamente a las paredes del conducto radicular, quedando entre ambos una capa delgada y uniforme de cemento. Los mecanismos de retención que podemos lograr al cementar cualquier elemento son: químicos, mecánicos (fricción) y micromecánicos (hibridización); dependiendo de la naturaleza del cemento y del sustrato, la retención se logra usualmente por la combinación de dos de estos tres mecanismos. Los postes de fibra se retienen de forma pasiva en el conducto radicular, por lo tanto, su

retención depende de la adhesión que se logre entre poste y cemento y entre cemento y dentina radicular, es por esta razón que se recomienda la utilización de cementos de resina compuesta para lograr su adhesión⁽¹⁵⁾.

Los sistemas de cementación se pueden clasificar según su composición química en: cemento de fosfato de zinc, cementos policarboxilatos, cementos de ionómero de vidrio, cementos híbridos (cementos de ionómero de vidrio modificados) y cementos resinosos. La introducción de cementos resinosos, ha hecho indispensable el uso de sistemas adhesivos que pudieran adherirse a las estructuras dentarias para alcanzar retenciones micromecánicas que normalmente no se lograrían sólo con estos cementos. Los sistemas y las técnicas adhesivas han sufrido una serie de modificaciones a partir de su introducción en 1955. Actualmente, la investigación en el área de los materiales odontológicos tiene como objetivo optimizar el mecanismo de unión de estos sistemas adhesivos a las estructuras dentarias y en especial a la dentina. La composición de los cementos de resina compuesta puede ser en base a Bis-GMA, dimetacrilato de uretano o una mezcla de ambos, monómeros diluyentes, más un relleno de zirconia/sílice que es utilizado para impartir radiopacidad, resistencia al desgaste y resistencia mecánica⁽¹²⁾.

De acuerdo a su presentación, podemos encontrar sistemas encapsulados o pasta-pasta. Según su modo de activación, los clasificaremos en cementos de activación por luz, de activación química o de activación dual. Los cementos fotoactivados poseen en su

composición uno o más fotoiniciadores como la canforquinona (α dicetona fotosensible) y una amina terciaria alifática (N, N-dimetilaminoetil metacrilato). En los cementos de activación dual, se agrega una pasta catalizadora que contiene un activador químico (peróxido de benzoilo) que puede mezclarse con el cemento de resina fotoactivable para aumentar la concentración de radicales libres aun cuando no haya luz suficiente. Cuando las dos pastas son mezcladas y expuestas a la luz, los radicales libres se forman tanto por activación química como por fotoactivación. Se espera que en áreas donde la luz no es capaz de activar la canforquinona, los radicales libres formados por la interacción entre la amina y el peróxido de benzoilo compensen la falta de aquellos generados entre la amina y la canforquinona.

Los cementos de resina fotoactivados tienen como ventaja un mayor tiempo de trabajo, ya que sólo polimerizarán al ser expuestos a la luz. Sin embargo, su uso está limitado exclusivamente para la cementación de carillas o incrustaciones superficiales, cuyo grosor permite la transmisión de luz suficiente para hacer polimerizar el cemento. No así los cementos de resina de activación dual, que están indicados cuando la opacidad de la restauración no permite que se transmita suficiente energía lumínica al cemento ⁽¹⁶⁾.

Los materiales de activación dual deben ser capaces de polimerizar sin la necesidad de ser fotoactivados, lo que permitiría una polimerización completa en aquellas regiones donde la luz no alcanza a llegar. Sin embargo, se ha observado que este tipo de materiales no logran una

conversión total de los monómeros cuando la activación inicial mediante luz no es posible, así mismo, se ha verificado que cuando los cementos de activación dual no son previamente fotoactivados ocurriría una disminución en sus valores de adhesión ⁽¹⁶⁾.

ADHESIÓN AL CONDUCTO RADICULAR

La adhesión se define como toda fuerza que se opone a la separación de dos cuerpos, manteniéndolos unidos, cuando están en íntimo contacto, puede darse ⁽¹²⁾:

- Adhesión mecánica: se realiza entre dos superficies a través de una trabazón entre las partes a unir, las cuales se mantienen en contacto en base a la penetración de una de ellas, o de un adhesivo, en las irregularidades que presenta la superficie de la otra. Se subdivide en micro y macro mecánica.
- Adhesión Química: las partes se mantienen unidas por la presencia de enlaces químicos, lográndose así una continuidad absoluta en el conjunto.

La adhesión a dentina intrarradicular ocurre por estos 2 mecanismos mencionados, la unión química y la unión micromecánica. La unión micromecánica se basa en dos estructuras muy importantes, la "capa híbrida" y los "tags" intratubulares que son dos estructuras cuya

formación debemos favorecer con nuestra técnica adhesiva. La capa híbrida fue descrita como hallazgo microscópico que se forma por la penetración de los monómeros adhesivos a través de los nanoespacios que quedan entre las fibras de colágeno desmineralizadas y expuestas por la acción del ácido grabador en la superficie dentinaria y que tras polimerizar, quedan atrapados en ella. Mientras que los tags de resina, corresponden a la porción de resina que se introduce dentro de los túbulos dentinarios desmineralizados ⁽¹¹⁾.

En un estudio de adhesión en el conducto radicular, se determinó que la adhesión a dentina intrarradicular tuvo estadísticamente menos fuerza adhesiva que a dentina de la cámara pulpar, probablemente debido a la menor cantidad de túbulos dentinarios y además, en consecuencia de esto, al menor tamaño y cantidad de ramificaciones laterales de los túbulos dentinarios que tiene la dentina radicular. Estos hallazgos, sumados a las características anatómicas de la dentina de los conductos radiculares, suman factores de gran importancia clínica a considerar en el caso de efectuar un tratamiento restaurador ocupando técnicas adhesivas, ya que se debe elegir un modo adecuado para acondicionar las paredes del conducto. El uso de cementos de resina compuesta convencionales, requiere un pre-tratamiento de la superficie dentaria mediante un sistema adhesivo. El mecanismo de adhesión de estos cementos comienza con un grabado ácido de la dentina con ácido fosfórico al 37%; esto genera una desmineralización de la dentina, permitiendo eliminar el barro dentinario e incrementar la permeabilidad de los túbulos dentinarios. La interacción directa entre la resina adhesiva con la dentina, presupone que el material resinoso pueda rellenar los

espacios dejados por la remoción de los componentes minerales, infiltrando los túbulos dentinarios y estabilizando la matriz de colágeno para formar una capa híbrida, logrando la unión micromecánica a la dentina⁽¹¹⁾.

Las principales limitaciones al utilizar adhesivos dentinarios al interior del conducto, es que deben polimerizar para formar la capa híbrida, los tags y unirse a la resina de cementación. La reacción de polimerización en los sistemas adhesivos de fotocurado, se basa en la excitación del fotoiniciador, el cual reacciona con una amina alifática o lineal para generar los radicales libres que inician la polimerización. Por tanto, el grado de conversión de monómeros a polímeros depende de la intensidad de la luz y del tiempo de exposición de los fotoiniciadores. Este es un aspecto a tener en cuenta ya que la intensidad de la luz disminuye en forma inversamente proporcional a la profundidad de la raíz del diente; por lo cual, la adhesión a dentina intrarradicular podría verse afectada⁽¹²⁾.

Otras limitaciones a considerar, son las características morfológicas del conducto radicular, tales como la presencia de una dentina secundaria irregular, la presencia de dentina esclerótica (que no logra ser grabada eficientemente con 15 segundos de aplicación de ácido fosfórico), la menor cantidad de túbulos dentinarios y el difícil acceso que tienen los materiales de aplicación del sistema adhesivo como los microbrush, lo que puede generar zonas donde no se aplica correctamente el adhesivo y por lo tanto, no producir una correcta técnica de adhesión⁽¹¹⁾.

Por este motivo se han realizado diversas investigaciones con el objetivo de eliminar estas limitaciones. Es así como se desarrollaron los cementos de resina compuesta autoadhesivos, para satisfacer los requerimientos de los odontólogos en la simplificación de las técnicas de cementado. Estos materiales se aplican directamente en la superficie a adherir y no requieren tratamiento alguno ni de las restauraciones ni de los sustratos dentales. Con esto se reduce el número de pasos y el tiempo clínico empleado, disminuye la sensibilidad a la técnica y por lo mismo, los errores de procedimiento durante el tratamiento. Estos cementos autoadhesivos contienen monómeros ácidos de metacrilato que reaccionan con la hidroxiapatita del tejido dental duro. Sin embargo, algunos estudios sugieren que los cementos autoadhesivos tienen una capacidad limitada para difundir y descalcificar la dentina subyacente efectivamente. Una de las razones de estas limitaciones es la alta viscosidad del cemento, que puede aumentar después de las primeras reacciones ácido-base.

ADHESIVOS

Los adhesivos dentinarios tienen diferentes monómeros que deben polimerizar para formar la capa híbrida y tags de resina. La reacción de polimerización en los sistemas de fotocurado comienza con un fotoiniciador (canforquinona o fenilpropadiona). Estas moléculas se excitan con la luz y reaccionan con una amina aromática, generando radicales libres capaces de iniciar la polimerización. El grado de conversión de monómeros a polímeros dependería, entonces, de la

intensidad de la luz y el tiempo de exposición aplicado a los iniciadores. A mayor cantidad de moléculas activadas, mayor será el grado de conversión y mejores las propiedades físicas del polímero; sin embargo, la capacidad energética del haz de luz es una variable poco manejable, ya que es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia. Si un conducto preparado para espiga mide, en promedio, entre 8 y 10 mm, al sumar la longitud de la corona, se obtienen distancias de hasta 20 mm entre la fuente luminosa y el adhesivo, en consecuencia, habrá una baja intensidad luminosa en las zonas profundas del conducto, disminución del grado de conversión y mala calidad o ausencia de polimerización en apical del conducto. De acuerdo a estudios previos, la luz es capaz de polimerizar el adhesivo en los tercios cervical y medio del conducto radicular, donde se aprecia estructuras compatibles con capa híbrida y tags de resina, aun así, éstas presentan defectos morfológicos, especialmente en el tercio medio; en el tercio apical, es rara la existencia de capa híbrida o tags de buena calidad. Estos fenómenos se deben probablemente a la interferencia que hace la corona al paso de la luz, dejando zonas del conducto sin incidencia luminosa según la inclinación que se dé a la punta activa de la lámpara y, por otra parte, a la escasa energía que llega a esta área, dada la distancia desde el punto de emisión del haz de luz⁽¹³⁾.

La propuesta de la utilización de sistemas adhesivos duales como una alternativa eficaz para lograr una completa polimerización en ausencia de fuente luminosa sigue en estudio ya que no se aprecia diferencias entre los sistemas duales y los de fotocurado, lo que sugiere que el adhesivo polimeriza sólo por efecto de la luz y no por el activador químico. Hay

cierta evidencia de que el fotoiniciador (canforquinona o fenilpropadiona) puede inhibir a la molécula del activador químico (una sal de sulfinato aromático, p-toluensulfinato de sodio). Un aspecto interesante de las observaciones son las brechas presentes a lo largo del conducto con los tres sistemas adhesivos diferentes, que indican una mala calidad de la capa híbrida, que se hace incapaz de contrarrestar la contracción de polimerización de la resina de cementación, como ésta última tiene menor porcentaje de relleno inorgánico, sufre una mayor contracción volumétrica, que puede originar tensiones del orden de los 20 Mpa, separándose el sistema adhesivo de la resina o de la dentina. Se puede razonar que el aspecto irregular de la capa híbrida y la falta de continuidad de los sustratos adherentes con los sistemas adhesivos en el conducto radicular puede deberse a varios factores, además de la energía luminosa y la distancia de la fuente de emisión⁽¹⁶⁾.

1. Las dificultades anatómicas de los conductos radiculares, con irregularidades y anfractuosidades que dificultan el grabado ácido adecuado y un lavado que elimine eficientemente el detritus generado.
2. La gran dificultad para controlar adecuadamente la cantidad de humedad remanente dentro del conducto, vital para lograr una buena adhesión.
3. Las limitaciones de acceso con los sistemas adhesivos, dada la longitud de los conductos y coronas.
4. Las características histológicas de la dentina radicular, que se esclerosa hacia apical, haciendo difícil lograr una adhesión eficiente.

5. La remanencia de productos químicos como los oxidantes (peróxido de hidrógeno y el hipoclorito de sodio), utilizados durante el tratamiento endodóntico y que pueden interferir con la polimerización de los adhesivos.

En conclusión, a la luz de la literatura y las investigaciones publicadas, podemos decir que la capa híbrida y los tags de resina obtenidos en conductos tratados endodónticamente y preparados para espigo, con los sistemas adhesivos dentinarios convencionales, son de cantidad y calidad deficiente, particularmente en los tercios medio y apical del conducto radicular, la que se expresa principalmente como brechas entre el tejido dentinario y la resina de cementación o como franca ausencia de capa híbrida y tags.

3.2.4 FOTOPOLIMERIZACION

Algunos de los materiales utilizados en odontología logran endurecer o fraguar gracias a una reacción de polimerización. Para el caso de la fotoactivación, la energía se obtiene de la absorción de una radiación por una sustancia sensible, que se activa y produce el desdoblamiento de dobles enlaces de moléculas (monómeros) presentes en el material⁽¹⁰⁾.

La fotopolimerización se basa en la fotoquímica, en otras palabras, en la producción de trabajo mediante la energía radiante para desencadenar una reacción química; de tal manera que la radiación lumínica es

absorbida por el material, en función de la longitud de onda de la radiación incidente y de las características de la estructura sobre la que incide.

La polimerización se produce por un conjunto de reacciones químicas por las que se forma una macromolécula o polímero a partir de una gran cantidad de moléculas simples conocidas como monómeros. Se produce en cuatro periodos: Inducción, propagación, terminación y transferencia de cadena.

Las radiaciones electromagnéticas se identifican por su longitud de onda. El espectro de la luz visible está en un rango entre los 400 y 700 nm aproximadamente, con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior. En cavidad oral no se debe usar una longitud de onda reducida, ya que éstas son incompatibles con la seguridad biológica, ni las radiaciones de muy larga longitud de onda como las ondas de radio o televisión, ya que si bien no producen daño significativo, no resultan aptas. Por lo tanto la sustancia que sea incorporada a un material para ser activada, debe hacerlo absorbiendo radiaciones con longitudes de onda de aproximadamente entre 450 y 500 nm, que corresponden fundamentalmente al color azul, como por ejemplo la dicetona-amina que cumple con estas condiciones⁽¹⁰⁾.

FOTOACTIVACION

Se requiere entonces una longitud de onda entre 400-500 nm para activar el fotoiniciador que puede ser canforoquinona (CQ), 1-fenil-1,2-propandiona (PPD), o una combinación de ambos. La CQ se puede activar entre 450-500 nm (máxima sensibilidad a 468 nm) y la PPD entre 400-450 nm (sensibilidad preferente a 410 nm).

La luz que se aplica también requiere una intensidad que puede ser variable y su acción dependerá del tiempo de exposición, para conseguir que lleguen los fotones lo más profundo posible para que haya fotoactivación. Al incidir los fotones sobre el fotoiniciador, los grupos funcionales los absorben, entrando en un estado de excitación y “chocando” con las aminas presentes en el medio, originando un intercambio de electrones, que da lugar a la formación de un radical libre. Este radical libre energético busca establecer un enlace covalente con el monómero, formando un complejo monómero-radical que prosigue la reacción o fase de propagación. La reacción terminará mediante los mecanismos característicos de la fase de terminación.

El fraguado en los materiales activados por luz, depende del hecho de que la activación se produce primero en las capas superficiales del material, donde la intensidad lumínica es mayor. El potencial de activación se reduce exponencialmente en función de la distancia a la superficie del material, ya que se requiere cierto nivel de intensidad para producir la activación, de ello se deduce que los materiales activados por la luz tienen una profundidad limitada de curado. La elevada viscosidad

de la pasta retrasa la difusión de los radicales libres activados desde las capas superficiales a las capas inferiores no activadas y, en consecuencia, el material que no se activa inicialmente puede tardar un tiempo considerable en polimerizar o puede no hacerlo nunca.

FACTORES DETERMINANTES DE LA FOTOPOLIMERIZACION

La calidad o el grado de fotopolimerización que podamos conseguir dependen de factores como:⁽¹⁰⁾

- **Tiempo de fotoactivación:** El tiempo de exposición a la luz surge de la fórmula de potencia (trabajo/tiempo). Si el tiempo es reducido no se genera suficiente trabajo (inadecuada polimerización) aun cuando la potencia sea elevada. Esto se traduce en que unidades con alta potencia en la salida de luz pueden producir más trabajo por unidad de tiempo y facilitar así el trabajo clínico. Contrariamente, unidades de baja potencia requerirán mayor tiempo de emisión.

- **Distancia material-luz:** Debe ser mínima, de tal manera que se evite el contacto con el material y tratando de mantener idealmente la fuente de luz a 90° con la superficie. La luz debe ser aplicada lo más cerca del material como sea posible, ya que al alejarse la fuente se incrementa la superficie irradiada, como la potencia de salida es la misma, disminuye así la potencia por unidad de superficie y por consiguiente la calidad de polimerización obtenida.

• **Intensidad de la luz:** Si se reconoce que el fotocurado es la producción de trabajo (fuerza que desplaza su punto de aplicación, en este caso de desplazamiento de electrones en una reacción química) por medio de la energía radiante, se pueden deducir ciertos aspectos de importancia. Si T (trabajo) = F (fuerza) \times d (distancia), y su unidad el joule ($J = \text{Newton} \times \text{metro}$), puede sostenerse que para lograr la correcta polimerización de un material se hace necesaria una cierta cantidad de joule. Pero a su vez, ese trabajo debe ser realizado en un tiempo compatible con la situación clínica. Para ello hay que utilizar un dispositivo de suficiente potencia (potencia = trabajo/unidad de tiempo, y su unidad watt o vatio, $W = J/s$) y esta potencia debe estar disponible en la superficie del material a polimerizar. En definitiva, se necesita una unidad de polimerización (unidad de luz o lámpara) que permita obtener suficiente potencia por unidad de superficie para generar la cantidad de trabajo de polimerización necesaria para que el material alcance sus propiedades finales convenientemente en un lapso de tiempo clínico razonable. Se considera que la potencia mínima requerida para desencadenar la fotopolimerización de un modo adecuado, oscila alrededor de los 300-350 mW/cm². La capacidad de una unidad de polimerización determinada para alcanzar esta condición puede ser evaluada con dispositivos medidores denominados radiómetros. Éstos permiten hacer llegar la luz que emana de la unidad a una “ventana” y leer en un indicador la potencia que se genera por unidad de superficie.⁽¹⁰⁾

Es también importante que la potencia de trabajo sea alcanzada con la radiación de longitud de onda apropiada (alrededor de 470 nm). Si la potencia es elevada, pero en función de la ausencia de filtros que

impidan que lleguen a la zona de trabajo radiaciones de mayor longitud de onda (cercanas al rojo), el material podría completar adecuadamente su polimerización aunque a expensas de generación de calor en tejidos vitales como la pulpa dentaria. Este requisito puede ser evaluado midiendo la potencia generada por eventuales radiaciones superiores a alrededor de 500 nm que lleguen a la zona de trabajo. El radiómetro que registra la potencia generada en esas condiciones se conoce como radiómetro térmico para diferenciarlo del radiómetro de curado que registra la potencia obtenida con radiaciones en el orden de los 470 nm.

- **Espesor del material:** A medida que la luz penetra en la masa de material es absorbida y dispersada, de tal manera que pierde capacidad de hacer polimerizar a las zonas más profundas si el material es exageradamente grueso.

ENERGIA TOTAL DE POLIMERIZACION

Es la energía que corresponde a la intensidad de la luz aplicada en un tiempo dado, que es necesaria para activar a un fotoiniciador. Se mide en Joule que corresponde a la energía generada por 1 watt en 1 segundo.

Para desencadenar la polimerización se necesita una potencia mínima de 300 mW/cm², sin embargo los autores señalan que para polimerizar una resina convencional por ejemplo se necesitará como mínimo 16 Joule de energía total, es decir 400 mili Watts/cm² x 40 segundos, aunque como

sabemos, que por efectos de la distancia de polimerización, la absorción y dispersión de la luz en el material, la densidad de la energía total de polimerización mínima necesaria para algunos autores va en el rango de $18-24 \text{ J/cm}^2$.⁽²³⁾

3.2.5 TECNICA DE CEMENTACION

Existen numerosas modificaciones de la técnica de cementación dependiendo del autor o del material a utilizar, describiremos la técnica convencional con utilización de cemento dual.

Una vez realizada la endodoncia se procede a desobturar el conducto a la medida ideal según la longitud de trabajo de la endodoncia y la longitud de la raíz, dejando un mínimo de 4mm de gutapercha dentro del conducto a nivel apical.

Se realiza el control radiográfico para verificar el paso previo y medir el ancho del conducto sobreponiendo el poste de fibra sobre la imagen radiolúcida del conducto radicular para escoger el tamaño adecuado de poste.

Luego de terminar la desobturación se debe preparar el muñón basándose en el efecto ferrule o férula donde se necesita como mínimo 1.5mm de dentina e idealmente de 2 o 3 mm de altura para contrarrestar

el efecto de cuña y que se distribuyan las fuerzas oclusales uniformemente sobre la dentina y la raíz, incrementando así la resistencia a la fractura, se debe biselar la dentina remanente aproximadamente 2mm.

Se realiza el lavado del conducto, algunos autores sugieren utilizar solo agua, otros sugieren el EDTA, hipoclorito de sodio o clorhexidina, luego de esto se seca el conducto con chorro de aire y conos de papel y se introduce el poste para tomar el control radiográfico de que el poste llegue a estar en íntimo contacto con la gutapercha y sea del ancho adecuado, además se corta el exceso coronal del poste midiendo la altura necesaria para restaurar el muñón dentario.

Se aplica ácido fosfórico 37% al interior de conducto por 20 segundos luego se irriga con agua y remueve la humedad con conos de papel absorbente, se aplica silano al poste y se deja secar. Se coloca adhesivo dentro del conducto y también en el poste y se fotopolimerizan por 20 segundos.

Se prepara el cemento dual para la colocación dentro del conducto, y/o en el poste, se coloca el poste dentro del conducto y se fotopolimeriza por 20 segundos.

3.3 DEFINICION DE TERMINOS

ADHESIÓN: Es la capacidad de unirse químicamente a los tejidos mineralizados mediante una unión química de naturaleza iónica, en donde los grupos carboxílicos de las cadenas poliméricas interactúan con los iones superficiales de calcio y fosfato de la estructura dental.

BIOCOMPATIBLE: Característica de un material de poseer características mecánicas sean compatibles con el cuerpo humano y pueden restaurar funciones del tejido natural vivo.

POSTE DE FIBRA: Poste prefabricado de fibra de vidrio y resina epóxica que se utiliza para la reconstrucción del muñón dentario durante la rehabilitación protésica.

CAPA HIBRIDA: Interfase de unión entre el material restaurador y los tejidos dentales que se forma por la penetración de los monómeros adhesivos a través de los nanospacios que quedan entre las fibras de colágeno desmineralizadas y expuestas por la acción del ácido grabador en la superficie dentinaria y que tras polimerizar, quedan atrapados en ella.

TAGS: Corresponden a la porción de adhesivo que se introduce dentro de los túbulos dentinarios desmineralizados.

INTENSIDAD DE LUZ: Valor de la magnitud física de la iluminación emitida por las unidades de fotocurado, es un factor clave en la polimerización.

POLIMERIZACION: Es la activación de los monómeros para que se agrupen en cadenas de polímeros, de tal forma que el material pasa por una serie de pasos hasta su endurecimiento final.

FOTOPOLIMERIZACION: Se da cuando se requiere de un mínimo de intensidad de luz LED o halógena para la activación de los monómeros.

MONOMEROS: Son compuestos orgánicos pequeños que se agrupan en clases conforme a sus propiedades químicas; cuando estos se agrupan forman **POLIMEROS** (cadenas repetitivas enlazadas).

RADIOMETRO: Dispositivo que mide la intensidad de luz que emerge la punta de la guía de luz de la unidad de fotocurado.

ABSORCION: Es el fenómeno por el cual la energía de un fotón es tomada por otra partícula y la energía es absorbida.

DISPERSION: Fenómeno de separación de las ondas de distinta frecuencia al atravesar un material.

3.4 HIPOTESIS

La eficacia de la polimerización del adhesivo dentro del conducto radicular depende de la profundidad (a nivel cervical, medio y apical), la intensidad de la luz utilizada y el tiempo de exposición de esta.

3.4.1 VARIABLE INDEPENDIENTE

- Tiempo de Exposición de la luz LED
- Intensidad de la luz LED
- Profundidad del conducto radicular

3.4.2 VARIABLE DEPENDIENTE

- Polimerización del Adhesivo dentro del conducto

3.5 OPERAZIONALISACION DE VARIABLES

VARIABLE		CONCEPTO	DIMENSION	INDICADOR	ESCALA	INSTRUMENTO	CATEGORIA
Variables Independientes	Tiempo de exposición	Periodo de tiempo que se toma durante la polimerización		seg.	Cuantitativa ordinal	Cronómetro	20 seg. 40 seg.
	Intensidad de la luz	Cantidad de energía emitida por la fuente de luz LED		mW.	Cuantitativa ordinal	Radiómetro	300mW 800mW 1500mW
	Profundidad del conducto	Distancia tomada del cuello del espécimen hacia la zona apical	Localización anatómica	División por tercios	Cualitativa ordinal	Regla endodóntica	Cervical Medio Apical
			Distancia de profundidad	mm.	Cuantitativa ordinal	Lima endodóntica calibrada	4mm 8mm 12mm
Variable Dependiente	Polimerización del adhesivo	Activación del monómero para dar lugar a un polímero		observación	Cualitativa nominal	Cono de papel	Si No

IV. METODOLOGIA

4.1 TIPO DE INVESTIGACION

- EXPERIMENTAL: se realizó un estudio controlado de las variables intensidad, profundidad y tiempo de polimerización del adhesivo.
- PROSPECTIVO: se registró hechos ocurridos después de la fotopolimerización
- TRANSVERSAL: la recolección de datos se realizó en un solo momento de acuerdo a los objetivos de la investigación

4.2 POBLACION Y MUESTRA

4.2.1 POBLACION

La población se conformó por especímenes calibrados que simulan el conducto radicular de un incisivo central superior.

4.2.2 MUESTRA

La muestra se conformó por 180 especímenes calibrados que simulan el conducto radicular de un diente incisivo central superior.

4.2.3 CRITERIOS DE INCLUSION

Todos los especímenes tuvieron el mismo diámetro y longitud en cada grupo, el patrón se obtuvo de la impresión del conducto radicular que se tomó de un incisivo central superior preparado para recibir un poste de fibra de vidrio.

4.3 PROCEDIMIENTOS Y TECNICA

Se utilizó tres dientes incisivos centrales superiores de 22,5mm, 22mm y 23mm de largo, que se mantuvieron almacenados en suero fisiológico a temperatura ambiente hasta la ejecución del trabajo, al cual se le realizó el tratamiento de conducto con sistema manual, utilizando limas K-FILE Maillefer-Dentsply® de la primera serie con técnica de retroceso o stepback y sistema de irrigación con hipoclorito de sodio al 2,5%. La obturación se realizó con técnica de condensación lateral con conos de gutapercha de la primera serie, espaciadores y condensadores Maillefer-Dentsply® y cemento de obturación Endofill Maillefer-Dentsply®.

Se realizó la desobturación y ensanchamiento de las paredes con fresas Gates de baja velocidad por tercios: cervical, hasta los 4mm de profundidad; medio, hasta los 8mm de profundidad, y apical hasta los 12 mm de profundidad y se tomó impresión con silicona de condensación pesada y fluida Speedex-Coltene® con la ayuda de un pin metálico.

Se utilizó las impresiones del conducto con silicona de condensación para reproducir el patrón y crear 180 especímenes de acrílico a tres medidas de profundidad: 4, 8 y 12 mm: cervical, medio y apical respectivamente; de tal forma que fueron 60 especímenes cada uno.

Se colocó acrílico de autocurado dentro de impresiones en negativos de las raíces tomadas con silicona pesada, una vez que el acrílico terminó su fase filamentosa se colocó las impresiones de los conductos, hasta completar la polimerización del acrílico.

Se utilizó el adhesivo Adper™ Single Bond 2 según indicaciones del fabricante, aplicándolo con un microbrush dentro del conducto de los especímenes, y se retiraron los excesos con un cono de papel; se aplicó el aire de la jeringa triple de forma indirecta por 5 segundos para la eliminación del componente volátil.

Se realizó la fotopolimerización a tres niveles de intensidad 300mW, 800mW y 1500mW; durante 20 segundos y 40 segundos por cada nivel de intensidad; de tal manera que pudo observarse el comportamiento del adhesivo a nivel cervical, medio y apical, según la intensidad de la luz y a la vez según el tiempo de cada intensidad.

Se dividió en los siguientes grupos, enumerando los especímenes del 1 al 10 de forma aleatoria según su profundidad y al grupo de intensidad que pertenece:

Grupo Cervical A1: 10 especímenes de 4mm con adhesivo polimerizados a 400mW durante 20 segundos.

Grupo Cervical A2: 10 especímenes de 4mm con adhesivo polimerizados a 400mW durante 40 segundos.

Grupo Cervical B1: 10 especímenes de 4mm con adhesivo polimerizado a 800mW durante 20 segundos.

Grupo Cervical B2: 10 especímenes de 4mm con adhesivo polimerizado a 800mW durante 40 segundos.

Grupo Cervical C1: 10 especímenes de 4mm con adhesivo polimerizado a 1200mW durante 20 segundos.

Grupo Cervical C2: 10 especímenes de 4mm con adhesivo polimerizado a 1200mW durante 40 segundos.

Grupo Medio A1: 10 especímenes de 8mm con adhesivo polimerizado a 400mW durante 20 segundos.

Grupo Medio A2: 10 especímenes de 8mm con adhesivo polimerizado a 400mW durante 40 segundos.

Grupo Medio B1: 10 especímenes de 8mm con adhesivo polimerizado a 800mW durante 20 segundos.

Grupo Medio B2: 10 especímenes de 8mm con adhesivo polimerizado a 800mW durante 40 segundos.

Grupo Medio C1: 10 especímenes de 8mm con adhesivo polimerizado a 1200mW durante 20 segundos.

Grupo Medio C2: 10 especímenes de 8mm con adhesivo polimerizado a 1200mW durante 40 segundos.

Grupo Apical A1: 10 especímenes de 12mm con adhesivo polimerizado a 400mW durante 20 segundos.

Grupo Apical A2: 10 especímenes de 12mm con adhesivo polimerizado a 400mW durante 40 segundos.

Grupo Apical B1: 10 especímenes de 12mm con adhesivo polimerizado a 800mW durante 20 segundos.

Grupo Apical B2: 10 especímenes de 12mm con adhesivo polimerizado a 800mW durante 40 segundos.

Grupo Apical C1: 10 especímenes de 12mm con adhesivo polimerizado a 1200mW durante 20 segundos.

Grupo Apical C2: 10 especímenes de 12mm con adhesivo polimerizado a 1200mW durante 40 segundos.

4.4 RECOLECCION DE DATOS

Los datos fueron escritos en una ficha de recolección de datos, y luego se transcribieron en el programa Excel Microsoft 2010.

4.5 PROCESAMIENTO DE DATOS

El procesamiento de datos se realizó con el programa Excel 2010 y el programa estadístico Stata v12 para el análisis de los datos

4.6 ANALISIS ESTADISTICO

Se elaboraron tablas de frecuencias y gráficas de barras compuestas para cada objetivo, para describir la proporción de polimerización a diferentes niveles de intensidad, tiempo y profundidad.

Se evaluó la relación entre polimerización y tiempo para cada intensidad y profundidad y se utilizó la prueba exacta de Fisher con un nivel de significancia de 0.05 ($P < 0.05$).

V. RESULTADOS

TABLA 1. Eficacia de la polimerización del adhesivo en la zona cervical a diferentes niveles de intensidad de luz de 300, 800 y 1500mW, a tiempos de exposición de la luz de 20 y 40 segundos por cada nivel de intensidad. Lima, Perú, 2016

Intensidad	300mW			
	Tiempo			
Polimerización	20s	40s	Total	P
NO	10	0	10	0.000*
SI	0	10	10	
Intensidad	800mW			
SI	10	10	20	
Intensidad	1500mW			
SI	10	10	20	

P: Nivel de significancia estadística para la prueba exacta de Fisher

* Asociación significativa ($P < 0.05$)

GRAFICO 1. Eficacia de la polimerización del adhesivo en la zona cervical a diferentes niveles de intensidad de luz de 300, 800 y 1500mW, a tiempos de exposición de la luz de 20 y 40 segundos por cada nivel de intensidad. Lima, Perú, 2016.

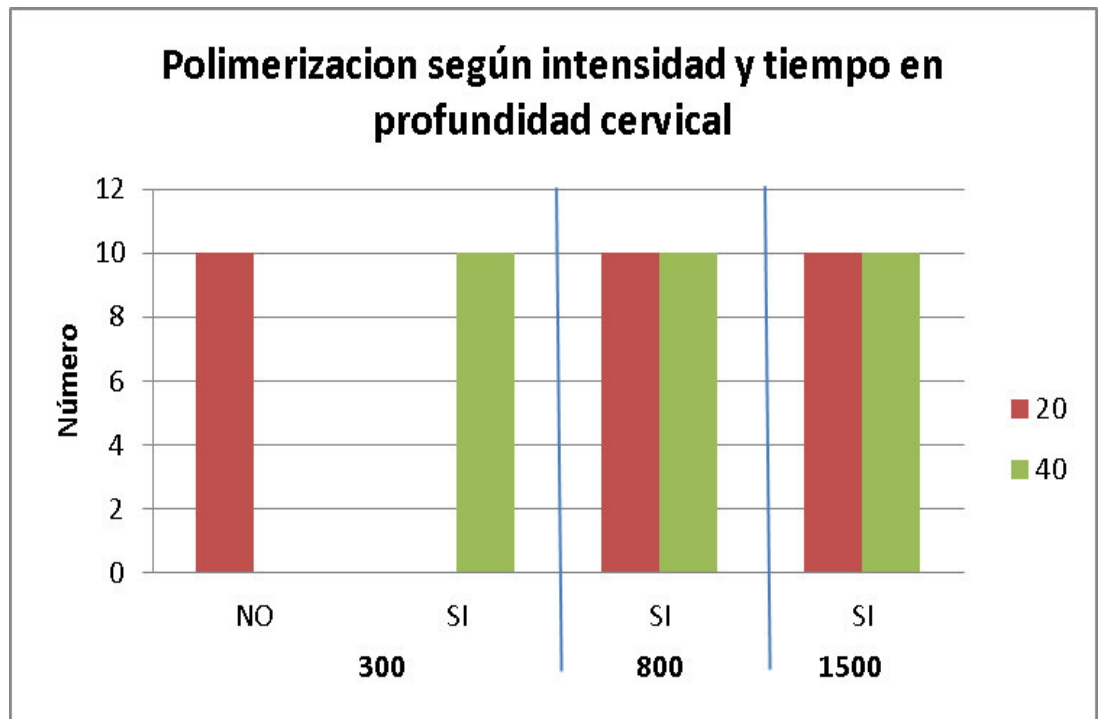


TABLA 2. Eficacia de la polimerización del adhesivo en la zona media a diferentes niveles de intensidad de luz de 300, 800 y 1500mW, a tiempos de exposición de la luz de 20 y 40 segundos por cada nivel de intensidad. Lima, Perú, 2016.

Intensidad	300mW		
	Tiempo		
Polimerización	20s	40s	Total
NO	10	10	20

Intensidad	800mW			P
NO	10	3	13	0.002*
SI	0	7	7	

Intensidad	1500mW		
SI	10	10	20

* Asociación significativa ($P < 0.05$)

GRAFICO 2. Eficacia de la polimerización del adhesivo en la zona media a diferentes niveles de intensidad de luz de 300, 800 y 1500mW, a tiempos de exposición de la luz de 20 y 40 segundos por cada nivel de intensidad. Lima, Perú, 2016.

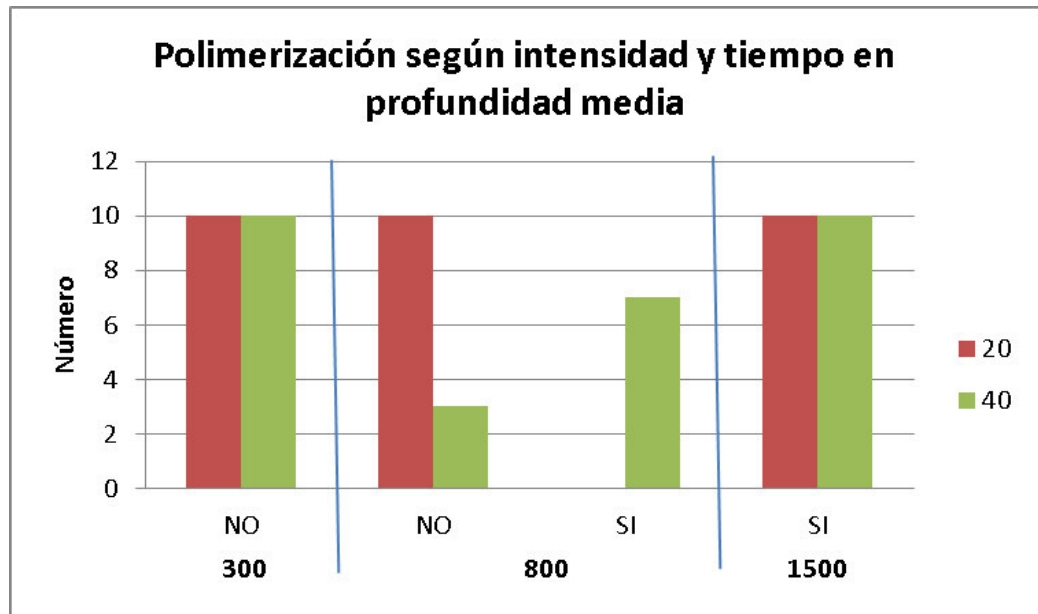


TABLA 3. Eficacia de la polimerización del adhesivo en la zona apical a diferentes niveles de intensidad de luz de 300, 800 y 1500mW, a tiempos de exposición de la luz de 20 y 40 segundos por cada nivel de intensidad. Lima, Perú, 2016.

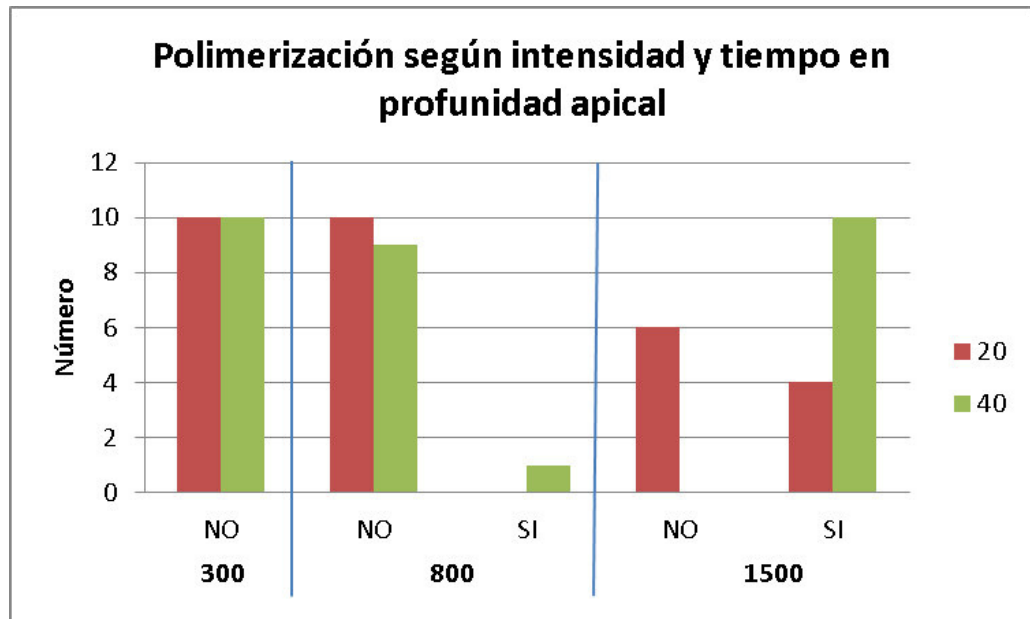
Intensidad	300mW		
	tiempo		
Polimerización	20s	40s	Total
NO	10	10	20

Intensidad	800mW			P
NO	10	9	19	0.500
SI	0	1	1	

Intensidad	1500mW			
NO	6	0	6	0.005*
SI	4	10	14	

* Asociación significativa ($P < 0.05$)

GRAFICO 3. Eficacia de la polimerización del adhesivo en la zona apical a diferentes niveles de intensidad de luz de 300, 800 y 1500mW, a tiempos de exposición de la luz de 20 y 40 segundos por cada nivel de intensidad. Lima, Perú, 2016.



VI. DISCUSION

Según los resultados obtenidos, podemos evidenciar que la polimerización del adhesivo dentro del conducto radicular está íntimamente relacionada a la distancia de polimerización, la intensidad utilizada y el tiempo empleado. Nuestro estudio surgió por la evidencia clínica encontrada por diversos autores en los que la adhesión va disminuyendo de forma progresiva y notoria en dirección cervico-apical.

Según la observación de **Al Kahtani A (2010)** en temas de microfiltración logro observar en sus cortes la formación de espacios o vacíos apicales con poco o nada de adhesión y evidente microfiltración; el estudio de **Valenzuela V, Zamorano X, Wagner S, Tapia JR (2010)** al microscopio de barrido concluyeron la inexistencia de la formación de la capa híbrida a nivel apical, comparable con el bajo número de especímenes que lograron una polimerización eficaz a nivel apical en nuestro estudio.

La formación de la capa híbrida y del correcto sistema de adhesión dependen de muchos factores, muchos de los cuales ya han sido estudiados, **Pérez A, Guerrero J, Celis L. (2014)** descartaron la disminución de la adhesión con los residuos de materiales de cementación en endodoncia, mejorando el sistema de grabado ácido, por lo que recomendaron la investigación de los diferentes pasos clínicos restantes, de tal manera que este estudio se centra en uno de los pasos clínicos de gran importancia, como es la aplicación y fotopolimerización eficaz del adhesivo dentro del conducto radicular.

Utilizamos el sistema de adhesión de mayor acogida para sistemas con cementos resinosos, pues diversos estudios como los de **Jara P, Martínez A, Correa G, Catalán A (2010)** revelan una mayor resistencia a la tracción que los cementos ionoméricos y autocurado, además de su costo accesible y la demanda de los tratamientos en la consulta, además según **Mosharraf R, Ranjbarian P (2013)** la región coronal del conducto radicular mostró significativamente valores más altos de resistencia adhesiva que las otras regiones de los tercios medio y apical, y según lo observado en nuestro estudio la región media y apical presenta polimerización nula para niveles bajos de intensidad lumínica LED, inclusive en tiempos recomendados por el fabricante del adhesivo o lo encontrado en la literatura.

Comparando diversos agentes cementantes o la adhesión vs expulsión, como lo hicieron **Bitter K, Gläser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R (2014)** aseveraron que la fuerza de adhesión en el interior del conducto radicular no se vio afectado por el enfoque del adhesivo o el sistema de cementado, pues todos los sistemas han demostrado, para ese estudio, la formación de una capa híbrida y penetración en los túbulos de la dentina, a pesar de las condiciones que complican para la adhesión en el interior del conducto radicular, pero que disminuye hacia apical, y que se reduce significativamente la fuerza de adhesión hacia apical.

En contraste con todos los autores mencionados y evidenciando el problema de adhesión a nivel medio y apical, decidimos hacer este estudio, que es básicamente una revisión a la técnica de tal manera que podamos controlar mejor nuestros pasos clínicos y promover la renovación de los protocolos así

como **Ramos M, Pegoraro T, Pegoraro LF, Carvalho R (2012)** que habían encontrado ya la importancia del correcto uso del protocolo de polimerización y que la activación con luz daba un aumento significativo en la microdureza a nivel cervical o coronal.

VII. CONCLUSIONES

1. La eficacia de la polimerización del adhesivo dentro del conducto radicular depende de la distancia de polimerización, la intensidad de luz y el tiempo empleado.
2. A nivel cervical (4mm de profundidad) se evidenció la eficacia de polimerización a partir de 300mW por 40segundos.
3. A nivel medio (8mm de profundidad) se evidenció la eficacia de la polimerización a partir de 800mW por 40segundos.
4. A nivel apical (12 mm de profundidad) se evidenció la eficacia de la polimerización a partir de 1500mW por 20segundos.
5. La profundidad del conducto determina el requerimiento de la potencia mínima necesaria y el tiempo que debemos de utilizar para que ocurra polimerización.

VIII. RECOMENDACIONES

1. Se recomendaría aumentar la muestra y realizarlo en dientes naturales.
2. Si utilizáramos las variables de forma no paramétrica se podría aumentar los rangos y los valores de las variables distancia y tiempo, así podríamos obtener resultados más precisos.

IX. BIBLIOGRAFIA

1. Aramburo J, Garzón H, Rivera J-C, Medina S, Moreno F. Análisis macroscópico in Vitro de postes de titanio y de fibra de vidrio cementados en premolares humanos sometidos a altas temperaturas con fines forenses. Revista estomatol. salud. 2013; 21 (1):12-21.
2. Valenzuela V, Zamorano X, Wagner S, Tapia JR. Formación de capa híbrida al cementar postes metálicos y de fibra de vidrio en dientes tratados endodónticamente. Av. Odontoestomatol 2010; 26 (2): 97-105.
3. Pérez A, Guerrero J, Celis L. Efecto del Eugenol residual en los conductos radiculares sobre la adhesión de endopostes lumínicos prefabricados, cementados con resina compuesta. Revista Odontológica Mexicana 2014; 18 (1): 14-18.
4. Jara P, Martínez A, Correa G, Catalán A. Estudio in vitro de la resistencia a la tracción de postes de fibra de vidrio cementados con cuatro agentes cementantes. Av. Odontoestomatol 2010; 26 (5): 255-262.
5. Zegarra L. Evolución y usos de los postes en relación a la resistencia a la fractura dentaria. Investigación Bibliográfica del proceso de suficiencia profesional para obtener el Título de Cirujano Dentista de la Universidad Peruana Cayetano Heredia. Facultad de Estomatología 2008. Lima- Perú
6. Mosharraf R, Ranjbarian P. Effects of post surface conditioning before silanization on bond strength between fiber post and resin cemen. J Adv Prosthodont 2013; 5: 126-32.
7. Al Kahtani A. The effect of root canals sealers and timing of cementation on the microleakage of the parapost luted with resin cement. The Saudi Dental Journal 2010; 22: 57-62.

8. Bitter K, Gläser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R. Analysis of resin-dentin interface morphology and bond strength evaluation of core materials for one stage post-endodontic restorations. PLoS ONE 2014; 9 (2): e86294. doi:10.1371/journal.pone.0086294
9. Anche S et al. The comparison of shear bond strength between fibre reinforced composite posts with three different composite core materials- An in vitro study. Journal of Clinical and Diagnostic Research 2014; 8 (1): 236-238.
10. Ramos M, Pegoraro T, Pegoraro LF, Carvalho R. Effects of curing protocol and storage time on the micro-hardness of resin cements used to lute fiber-reinforced resin posts. J Appl Oral Sci 2012; 556-562
11. Zamorano X y cols. Microestructura de la zona de adhesión en conductos tratados endodónticamente. Revista Dental de Chile 2005; 96 (2): 3-6.
12. Hernández M. Aspectos prácticos de la adhesión a dentina. Av. Odontoestomatol 2004; 6 (1): 19-32.
13. Herrera E. Fracaso en la adhesión. Av. Odontoestomatol 2005; 21 (2): 63-69.
14. Alava FM y cols. Evaluación de la interfase de adhesión-cohesión entre el poste de fibra de vidrio, cemento dual y dentina, previa irrigación con dos sustancias desinfectantes. Revista Odontológica Mexicana 2012;16 (3): 182-187.
15. Cedillo J y Espinosa R. Nuevas tendencias para la cementación de postes. Revista ADM 2011; 68(4):196-206.
16. Valenzuela V, Acevedo M, Rosenberg A. Interfases adhesivas al utilizar cementos de resina en el interior de los conductos radiculares: Comparación al MEB. Av. Odontoestomatol 2013; 29(1): 37-44.

17. Scotti R, Ferrari M, Dolci G. Pernos de fibra: bases teóricas y aplicaciones clínicas. Ed. Elsevier España, 2004.
18. Calabria H. Postes prefabricados de fibra: Consideraciones para su uso clínico. *Odontoestomatología* 2010; 12(16): 4-22.
19. Correa AM, Westphalen GH, Ccahuana-Vásquez VZ. Sistemas de postes estéticos reforzados. *Rev. Estomatol Herediana*. 2007; 17(2): 99-103.
20. Medina D, Kaplan A, Avalos M. Mecanismos de falla en postes de fibra de vidrio. CONAMET-SAM [en línea] 2008. URL disponible en: <http://www.materiales-sam.org.ar/sitio/biblioteca/CONAMET-SAM2008/pdfs/g6.pdf>
21. Celis JE, Cáceres A, Cabrera JC, Díaz JG. Comparación de la resistencia al desalojo de postes prefabricados en dientes unirradiculares: un estudio in vitro. *Ustasalud* 2013; 12: 55 – 62
22. Mejía P. Características de los dientes tratados endodónticamente: restauración como factor en el éxito y fracaso. Investigación bibliográfica para el proceso de suficiencia profesional para obtener el título de cirujano dentista de la Universidad Peruana Cayetano Heredia. Facultad de Estomatología. Lima-Perú 2008.
23. Hernández E, Ancona A, Zamarripa JE. Efecto de la energía de polimerización sobre la resistencia flexural y módulo de flexión en la resina Z-250®. RIA - UAEH 2011 México. Disponible en: <http://repository.uaeh.edu.mx/bitstream/handle/123456789/13993>

X. ANEXOS

10.1 FICHA DE RECOLECCION DE DATOS:

<div> <div>INTENSIDAD</div> <div>Tiempo</div> <div>PROFUNDIDAD</div> </div>		300mW		800mW		1500mW	
		20 SEG	40 SEG	20 SEG	40 SEG	20 SEG	40 SEG
Cervical	4 mm	1. NO	11. SI	1. SI	11. SI	1. SI	11. SI
		2. NO	12. SI	2. SI	12. SI	2. SI	12. SI
		3. NO	13. SI	3. SI	13. SI	3. SI	13. SI
		4. NO	14. SI	4. SI	14. SI	4. SI	14. SI
		5. NO	15. SI	5. SI	15. SI	5. SI	15. SI
		6. NO	16. SI	6. SI	16. SI	6. SI	16. SI
		7. NO	17. SI	7. SI	17. SI	7. SI	17. SI
		8. NO	18. SI	8. SI	18. SI	8. SI	18. SI
		9. NO	19. SI	9. SI	19. SI	9. SI	19. SI
		10.NO	20. SI	10.SI	20. SI	10.SI	20. SI
Medio	8mm	1. NO	11. NO	1. NO	11. SI	1. SI	11. SI
		2. NO	12. NO	2. NO	12. NO	2. SI	12. SI
		3. NO	13. NO	3. NO	13. NO	3. SI	13. SI
		4. NO	14. NO	4. NO	14. SI	4. SI	14. SI
		5. NO	15. NO	5. NO	15. SI	5. SI	15. SI
		6. NO	16. NO	6. NO	16. SI	6. SI	16. SI
		7. NO	17. NO	7. NO	17. SI	7. SI	17. SI
		8. NO	18. NO	8. NO	18.SI	8. SI	18. SI
		9. NO	19. NO	9. NO	19.SI	9. SI	19. SI
		10.NO	20. NO	10.NO	20.NO	10.SI	20. SI
Apical	12mm	1. NO	11. NO	1. NO	11. NO	1. NO	11. SI
		2. NO	12. NO	2. NO	12. NO	2. SI	12. SI
		3. NO	13.NO	3. NO	13. NO	3. NO	13. SI
		4. NO	14. NO	4. NO	14. NO	4. NO	14. SI
		5. NO	15. NO	5. NO	15. NO	5. NO	15. SI
		6. NO	16. NO	6. NO	16. NO	6. SI	16. SI
		7. NO	17. NO	7. NO	17. NO	7. SI	17. SI
		8. NO	18. NO	8. NO	18. SI	8. NO	18. SI
		9. NO	19. NO	9. NO	19. NO	9. NO	19. SI
		10.NO	20. NO	10.NO	20. NO	10.SI	20. SI

10.2 FLUJOGRAMA DE SECUENCIA METODOLOGICA

